

Aus der Kinderklinik der Universität München
im Dr. von Haunerschen Kinderspital
Direktor : Prof. Dr. K. Betke

VERLAUFSUNTERSUCHUNG
DER FREQUENZSPEKTREN UND KOHÄRENZEN
BEI WACHEN NORMALEN UND ANFALLSKRANKEN
KINDERN ZWISCHEN DEM ERSTEN UND ZWEITEN
LEBENSJAHR

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der
gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Tilman A. Resch
aus Rosenheim
München 1981

Mit Genehmigung des Fachbereiches Medizin
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Chr. Förster

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. Betke

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung 09. April 1981



Mit Genehmigung des Erzbischoflichen Ordinariats
der Universität Leiden

Erzbischoflicher Ordinarius: Prof. Dr. J. A. A. M. de Meester
Mittheilungsstatistik: Prof. Dr. J. A. A. M. de Meester
Bischof: Prof. Dr. J. A. A. M. de Meester

Tag der mündlichen Prüfung: 20. April 1901

Meinen Eltern

1. Mein Vater

2. Meine Mutter

3. Mein Großvater

4. Meine Großmutter

5. Mein Onkel

6. Meine Tante

7. Mein Bruder

8. Meine Schwester

9. Mein Cousin

10. Meine Cousine

11. Mein Nephew

12. Meine Niece

13. Mein Neffe

14. Meine Nichte

15. Mein Enkel

16. Meine Enkelin

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	1
II. Probanden und Methodik	
1. Probanden	4
2. Methodik	
a. EEG-Ableitung	8
b. Verhaltensbeobachtung	11
c. Registrierung auf Magnetband	13
d. Auswahl der Analyseabschnitte	16
III. Automatische Spektralanalyse des EEG	
1. Konzeption der analogen Daten- erfassung und Analog-Digital- Konvertierung	18
2. Analogdaten-Erfassung beim medizinischen Partner	19
3. Analogdaten-Verwertung bei technischen Partner	
a. Zeitintervall-Suche	19
b. Analog-Digital-Umsetzung	20

	Seite
c. Aufbau der Digitalbänder und Qualitätskontrolle	24
d. Weitere Signalaufbereitung	26
IV. Die mathematischen Grundlagen der Frequenzanalyse	
1. Fourier Transformation	28
2. Anwendung auf Zufallsfunktionen	32
3. Spezielle praktische Anwendung	37
V. Statistische Behandlung von EEG-Daten	41
VI. Ergebnisse	44
1. Auswertung der katalogisier- ten Daten	
a. Entwicklung der mittleren Gesamt- intensität im Zeitraum von 1,5 bis 2 Jahren	49
b. Entwicklung der mittleren prozentualen Intensitätsver- teilung in den vier Wellenbe- reichen im Zeitraum von 1,5 bis 2 Jahren	51
c. Intensitätsverteilung in den Frequenzbändern	56

	Seite
d. Untersuchung des Theta/ Alpha-Medianwertes	61
e. Entwicklung der dominanten Frequenz	62
f. Untersuchung der Kohärenz- Spektren	
g. Phasen- und Kreuzspektren	76
VII. Diskussion	78
VIII. Zusammenfassung	108
IX. Literaturverzeichnis	112
Lebenslauf	125

I. Einleitung

Das Elektroencephalogramm nimmt im Bereich der klinischen Neurophysiologie eine zentrale Position ein.

Ausgehend von der visuellen klinischen Diagnostik des EEG mit der ihr zweifellos anhaftenden Unsicherheit subjektiver Betrachtung, hat sich die Methodik - vor allem auch dank der raschen Entwicklung der Computertechnik - immer mehr in Richtung auf quantitative automatische Analyseverfahren hin entwickelt.

Die automatische Spektralanalyse des EEG ist heute eine anerkannte Methode für eine objektive, reliable Beschreibung und Beurteilung der bioelektrischen Grundaktivität. In der visuellen Auswertung wichtige spezifische Graphoelemente, wie zum Beispiel spike-wave-Komplexe, finden hierbei keine Berücksichtigung.

Das elektroencephalographische Frequenzmuster dieser Grundaktivität liefert durch seine deutliche Korrelation zur Entwicklung der Hirnwachstumskurve ein

wichtiges Beurteilungskriterium der morphologischen Hirnreifung und gibt somit Aufschlüsse über abnorme oder pathologische Verzögerungen der bioelektrischen Entwicklung.

Über die einfache Frequenzanalyse hinaus, bietet die Computeranalyse die Möglichkeit, Beziehungen der bioelektrischen Aktivität verschiedener Hirnregionen in den einzelnen Frequenzbereichen (Kohärenzen) quantitativ zu bestimmen.

Durch Feststellung herdförmig oder generalisiert auftretender abnormer EEG-Veränderungen u n s p e z i f i s c h e r Bedeutung und ihrer eventuellen Differenzierung und Klassifizierung im Zusammenhang mit einer automatischen Erkennung s p e z i f i s c h e r Muster, deren Entwicklung schon im Gange ist, wird es künftig wohl möglich sein, abnorme encephalographische Befunde früher und besser zu erfassen und ihre Bedeutung für die Klinik objektiver zu bewerten.

Unsere auf den Möglichkeiten der Computeranalyse basierende EEG-Studie sollte unter Berücksichtigung dieser Prämissen die Entwicklung der durch quantifizierte Parameter beschriebenen Hintergrundaktivität im Analysezeitraum von 1,5 Jahren bis zwei Jahren (a) bei hirngesunden, termingerecht geborenen Kindern im Vergleich zu einer Gruppe anfallskranker Kinder analysieren. Besonderes Augenmerk sollte dabei auf Veränderungen und Dissoziationen im Verlaufsmuster der Kohärenzen als Ausdruck der Beziehungen der einzelnen Hirnregionen zueinander gerichtet werden.

II. Probanden und Methodik

1. Probanden

Für die Versuchsreihe, die eine ähnlich orientierte Verlaufsuntersuchung bei Säuglingen und Kleinkindern bis zum ersten Lebensjahr fortsetzte, waren ursprünglich zwanzig Probanden vorgesehen, die sich in zwei gleich starke Gruppen cerebral gesunder und anfallskranker Kinder zu je zehn Probanden aufteilten.

Bei allen Probanden handelte es sich um Patienten der Kinderklinik der Universität München im Dr. v. Haunerschen Kinderspital bzw. der benachbarten II. Frauenklinik der Universität.

Ein Teil der Kinder hatte schon an den vorausgegangenen Untersuchungen teilgenommen, andere wurden für diese Versuchsreihe ergänzend ausgewählt.

Die cerebral gesunde Gruppe rekrutierte sich aus Kindern, deren routinemäßig zu

Diagnose oder Therapie vorgenommene Untersuchung einschließlich Laborbefunden, keinen Hinweis auf eine Krankheit lieferte, die in irgend einer Weise das ZNS beeinflussen konnte.

In der Zeit vor den Untersuchungen waren die Kinder nicht ernsthaft krank, die Mütter und ebenfalls die betreuenden Kinderärzte berichteten über keine pathologischen Befunde.

Die Gruppe der zehn anfallskranken Probanden bestand ausnahmslos aus termingerecht geborenen Kindern, die in der ersten Lebenswoche gekrampft hatten.

Bei der Selektion der Kinder waren als Kriterien möglichst ein Geburtsgewicht über 2500 g, Größe über 49 cm und Kopfumfang über 33 cm festgelegt worden.

Die Anamnese berücksichtigte v.a. neurologische Krankheiten in der Familie, Schwangerschaftsverlauf, Geburtskomplikationen und den Apgar-Score.

Bei all diesen Kindern wurde bei der in der gesamten Versuchsreihe als abschließende Kontrolle intendierten Zwei-Jahres-Untersuchung eine EEG-Ableitung verbunden mit eingehender neurologischer Untersuchung durchgeführt. Bei sechs der Kinder (je drei aus der kranken bzw. gesunden Gruppe) war schon eine entsprechende Ableitung im Alter von 1,5 Jahren vorausgegangen.

In der Verteilung der Anfallsursachen rangierten unter Berücksichtigung aller vorliegenden Befunde Geburtskomplikationen bzw. Risikoschwangerschaften vor der Hypocalämie; bei zwei Kindern war keine sichere Anfallsursache festzulegen.

Die Kinder kamen aus den verschiedensten sozialen Schichten. Nahezu 50% der Probanden wohnten außerhalb Münchens, teilweise über 100 km entfernt. Dieser Umstand erschwerte die Einbestellung zu den Kontrolluntersuchungen erheblich. Die Kooperation seitens der Eltern vor allem gesunder Kinder war gering.

Drei Kinder konnten trotz wiederholter intensiver Bemühungen nicht zur Teilnahme an der Untersuchung gebracht werden. Ein Kind verstarb im Untersuchungszeitraum.

Die Zahl der Probanden reduzierte sich so auf insgesamt 16, mit neun in der Gruppe der anfallskranken Kinder und sieben in der gesunden Vergleichsgruppe.

2. Methodik

Allgemeine Bedingungen bei der EEG-Untersuchung

Für die EEG-Ableitungen wurden folgende Geräte benutzt:

1. 12-Kanal Elektroencephalograph der Firma Schwarzer, Typ 1220
2. Magnetbandspeichergerät der Firma Bell & Howell, Typ VR 3200
3. Time-Code-Generator, Firma Datum Model, Typ 9100

Für einheitliche Ableitungstechnik und Bedienung der Geräte stehen schriftliche Anleitungen der Firmen zur Verfügung.

a) EEG-Ableitung

Die EEG-Ableitung erfolgte mit dem oben unter 1. näher bezeichneten Elektroencephalographen. Eine Eichung des Gerätes erfolgte vor jeder Inbetriebnahme.

Zeitkonstante 0,1 sec. Obere Frequenzlimitierung 30 Hz. Papiervorschub 15 mm/sec.

Für die bipolare Ableitung 1) wurden nach sorgfältiger Reinigung der Kopfhaut der Kinder mit Alkohol Silber/Silberchlorid-Pilzelektroden verwendet. Auf eine Verwendung von Klebeelektroden konnte auf Grund der fortgeschrittenen Toleranz der Probanden für die Elektroden verzichtet werden.

Die Ableitepunkte wurden modifiziert nach dem Ten-Twenty-System (HELLSTRÖM et al.) festgelegt. (Abb.1)

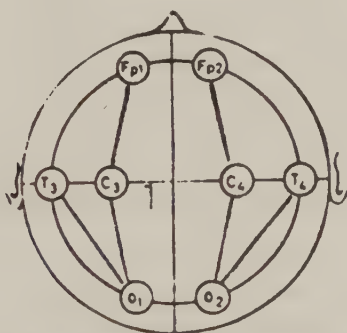


Abb.1: Elektrodenposition nach dem mod. Ten-Twenty-System mit eingetragenen bipolaren Ableitungen.

Ausgewertet wurden: Kanal 2: Fp2 - C4,
Kanal 3: Fp1 - C3, Kanal 4: C4 - O2,
Kanal 5: C3 - O1.

Fußnote 1)

Bei der b i p o l a r e n A b l e i t u n g wird jeder Kanal mit zwei Elektroden verbunden, die beide auf elektrisch aktiven Zonen liegen können. An jedem Verstärker liegt somit die Potentialdifferenz zwischen den Elektroden, an die er angeschlossen ist. (Abb.2)

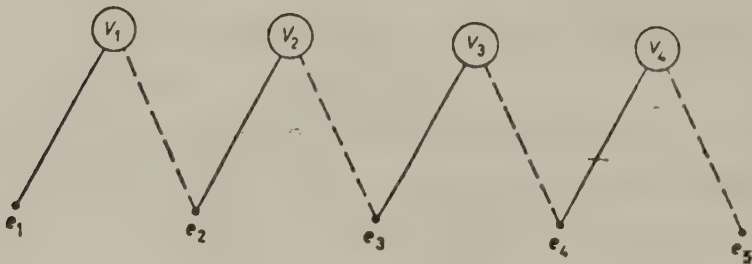


Abb.2: Bipolare Reihenschaltung. Potentiale an den Elektroden: e_1 bis e_5 , Eingangsspannung der Verstärker: V_1 bis V_4 .

Alle Ableitungen (mit einer Ausnahme) wurden ohne medikamentöse Sedierung vorgenommen, um Kurvenveränderungen sicher auszuschließen.

Den Eltern der Probanden war Tage vor der Ableitung durch Rücksprache nahegelegt worden, bei den Kindern auf eine Verabreichung von Medikamenten zu verzichten. Eventuell vorangegangene Erkrankungen wurden erfragt.

Die EEG-Ableitung erfolgte im Beisein der Mütter unter bestimmten, einigermaßen konstanten Bedingungen: Raumtemperatur circa 22°C, keine störenden akustischen und optischen Reize, circa eine Stunde nach der Mittagsmahlzeit um 13.00 Uhr. Die Kinder waren angekleidet, in Rückenlage.

b) Verhaltensbeobachtung

Die Verhaltensbeobachtung bei den Probanden geschah mit Hilfe standardisierter Vigilanzstadien (state) nach PRECHTL (vgl.Übersicht). Zu diesem Zweck befand sich eine Auf-

sichtsperson am Untersuchungsbett und diktierete Vorgänge wie Öffnen und Schließen der Augen, globale Bewegungen, Mimik, Schreien, mouthing, Umherschauen usw., die in den Papierausschrieb an entsprechender Stelle eingetragen wurden. Zusätzliche Vorkommnisse und Besonderheiten wurden in ein Protokollheft notiert.

Vigilanz- stadium	Verhaltensweise
state 1	unruhig, weinend Augen offen/geschl.
state 2	unruhig, Augen offen
state 3	ruhig, Augen offen
state 4	ruhig, Augen geschl.
state 5	REM-Schlaf
state 6	tiefer, bzw. NREM- Schlaf

Übersicht nach PRECHTL: Vigilanzstadien

Eine Unterscheidung zwischen state 5 (REM-Schlaf) und state 6 (NREM-Schlaf) war nicht möglich, da keine polygraphische Ableitung vorgenommen wurde.

Die insgesamt nötige Ableitungszeit variierte stark (30min - 2h), abhängig vom AZ, der Ansprechbarkeit und Kooperation der Kinder.

c) Registrierung auf Magnetband

Sämtliche EEG-Ableitungen wurden für die automatische Frequenzanalyse auf ein Magnet-Analogband (Geräte-Nr.2) gespeichert. Eine Hinterbandkontrolle (i.e. Rückkopplung der auf Band aufgenommenen Signale zum Elektroencephalographen und dort Ausschrieb auf freie Kanäle) gewährleistete ein Erkennen von etwaigen Störungen in den Ableitungssystemen sowie eine Qualitätskontrolle.

Um später die visuelle und automatische Analyse ein und derselben Ableitungssequenzen zu garantieren, erfolgte simultan zur gesamten Ableitung die Aufzeichnung eines sog. slow-codes, i.e. eines modifizierten Zeit-Codes. 2)

Die Einspeicherung einer Patienten-Nummer wurde ebenfalls über diesen, von einem (unter Geräte-Nr.3 näher bezeichneten) time-code-Generator erzeugten slow-code ermöglicht.

Fußnote 2)

Erläuterung zum Lesen des Zeit-Codes:

Der vom Zeitcode-Generator bei der Registrierung von Biosignalen als Identifizierung geschriebene Zeit-Code ist insgesamt neunstellig: Drei Stellen können als Patienten-Nummer verwendet werden, die übrigen sechs Stellen zeichnen fortlaufend die Aufnahmezeit auf.

Auf dem Analogband wird der Zeit-Code als modulierte 1-KHz-Schwingung aufgezeichnet.

Auf dem EEG-Ausschrieb ist er nicht in dieser Weise darstellbar. Er wird deshalb verlangsamt als slow-code in binärer Form aufs Papier geschrieben. Mit der im time-code enthaltenen Zeitinformation kann auf dem Analogband jedes Patientensignal sekundengetreu aufgefunden werden.

Für den geübten Auswerter ist der Code leicht lesbar; weniger Geübte können sich, wie aus Abb.3 ersichtlich, mit einer Schablone behelfen.

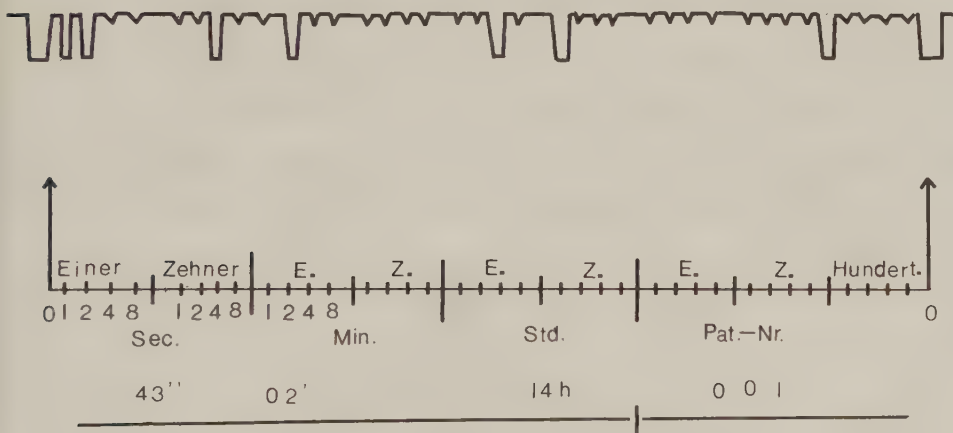


Abb.3: Beispiel und Interpretation eines Zeit-Code-Ausschnittes

d) Auswahl der Analyseabschnitte

Zur Auswertung gelangten nur EEG-Abschnitte von möglichst einwandfreier Qualität (PRECHTL: state 3 und/oder 4, weitgehende Artefaktfreiheit, Fehlen von Grundlinienschwankungen).

Diese Sequenzen wurden anhand der Papierausschriebe visuell nach obigen Kriterien ausgewählt.

Ausgewertet wurde insgesamt eine je drei Minuten lange artefaktfreie EEG-Epoche, die im optimalen Fall zusammenhängend vorliegen sollte. Bei unruhigen Kindern konnte sie auch, was meist der Fall war, aus mehreren Teilstücken zusammengesetzt werden. Das Wiederauffinden der selektierten EEG-Abschnitte auf dem Analogband zur automatischen Analyse wurde durch den registrierten Zeitcode gewährleistet.

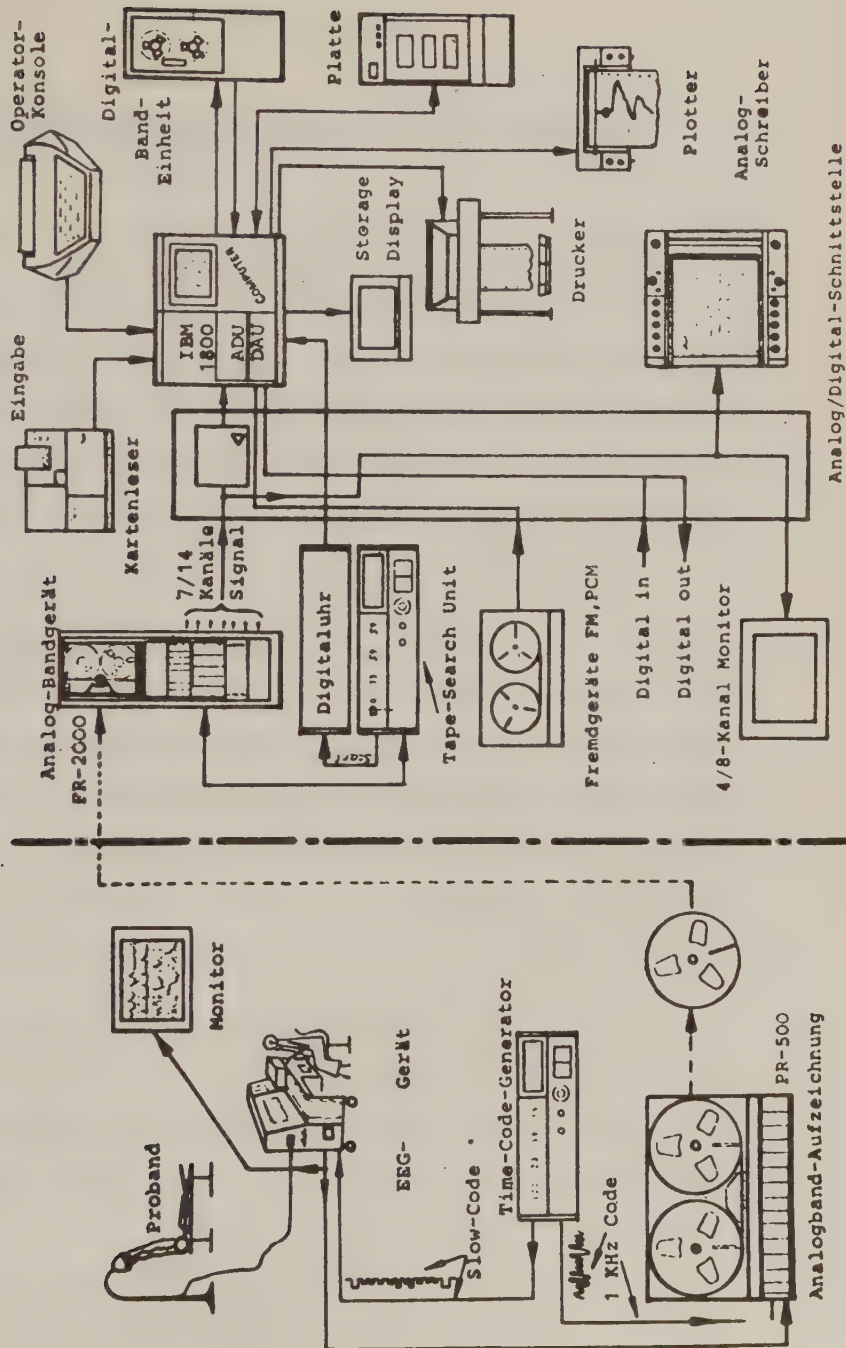


Abb.4: Konzeption der analogen Datenerfassung und Analog-Digital-Konvertierung

III. Automatische Spektralanalyse des EEG

1. Konzeption der analogen Datenerfassung und Analog-Digital-Konvertierung:

Die automatische Spektralanalyse erfolgte im Institut für Medizinische Datenverarbeitung der Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München als dem technischen Partner des Vorhabens.

Die Gerätekonzeption des dezentralen Systems in der Kinderklinik als dem medizinischen Partner mit dem Ziel der

- Analogdatenerfassung, Registrierung der Signale auf Papierstreifen bzw. gleichzeitige Speicherung auf Analogband, sowie des zentralen Systems im Institut für Medizinische Datenverarbeitung der GSF mit dem Ziel der

- Analogdatenverarbeitung einschließlich Analog-Digital-Umsetzung der Daten und Speicherung auf großrechnerkompatiblem Digitalband ist in Abb.4 schematisch dargestellt.

2. Analogdaten-Erfassung beim medizinischen Partner

Wie aus Abb.4 ersichtlich, und bei der Beschreibung der EEG-Untersuchung schon behandelt, wurde zur Erfassung der Analogdaten beim medizinischen Partner folgende Geräteanordnung verwendet:

- ein EEG-Gerät mit Monitor
- eine Analogbandmaschine; diese ist so mit dem EEG-Gerät verbunden, daß sie mit Hinterband-Aufzeichnung betrieben wird. (Auf spez. Kanälen des EEG-Gerätes erscheinen damit nur Signale, die auch wirklich auf Band aufgezeichnet sind.)
- ein Zeitcode-Generator, mit dessen Hilfe auf einem Kanal des Analogbandgerätes (und simultan über Rückkopplung auf dem EEG-Streifen) ein Identifizierungssignal geschrieben wird.

3. Analog-Daten-Verwertung beim technischen Partner

a) Zeitintervall-Suche:

Im Institut für Med. Datenverarbeitung (IMD) wird der auf Magnetband mit auf-

gezeichnete Zeit-Code direkt dem Zeit-codeleser, Bestandteil einer sog. Band-sucheinheit (TSU), zugeführt. Soll jetzt an einer bestimmten Stelle auf dem Analogband ein gewünschtes Patientensignal gesucht werden, so müssen nur die Start-und Stopzeiten des Intervalls, die man durch Lesen des zugehörigen binären Zeit-Codes auf dem EEG-Ausschrieb ermittelt hat, in die TSU eingegeben werden; der Suchvorgang nach brauchbaren Daten erfolgt dann automatisch und wird vom Aufwand her stark reduziert.

Ein Vergleich und eine Korrektur eines eventuell fehlerhaft auf dem Analogband registrierten Zeit-Codes geschieht über einen fortlaufend generierten Referenzcode, der von einem parallel geschalteten Zeit-Code-Generator erzeugt wird.

b) Analog-Digital-Umsetzung

Die Steuerung der Analog-Digital-Umsetzung (Digitalisierung) erfolgte nach dem Programmsystem BIOS.

Unter Digitalisierung versteht man die Zerlegung der EEG-Kurve in einzelne Punkte mit

vorgegebenem Zeitabstand (Abb.5).

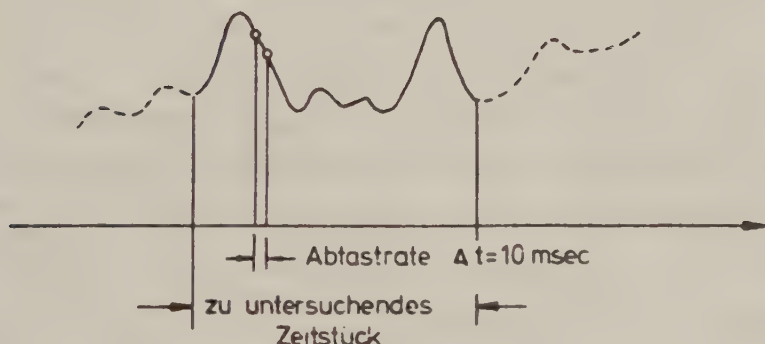


Abb.5: Digitalisierung eines EEG-Abschnittes

Es ist klar, daß für die Darstellung eines kontinuierlichen Signals durch diskrete Abtastwerte das Abtastintervall kurz sein muß, damit komplexe Signaländerungen nicht zwischen zwei Abtastzeitpunkten auftreten können. Ein dafür festgelegtes, nach NYQUIST benanntes Kriterium besagt, daß das Abtastintervall nicht länger sein darf, als die halbe Periode der höchsten im Signal vorkommenden Frequenzkomponente (MACEY 1965; COOPER, FROST und WALTER 1972).

Das Programmsystem BIOS kann zur Zeit maximal 16 Analogsignale bearbeiten. Seine maximale Abtastrate beträgt 20 KHz. Der Analog-Digital-Umsetzer (ADU) hat einen Eingangsspannungsbereich von ± 5 Volt, mit einer wählbaren Auslösung von 8, 11 und 14 Bit (jeweils einschließlich Vorzeichen). Im Routinebetrieb läuft der gesamte Digitalisierungsvorgang vollautomatisch ab. Erkennt dabei die bei der Zeitintervallsuche beschriebene Bandsucheinheit (TSU) die Startzeit eines zur Digitalisierung ausgewählten Patientensignals auf dem Analogband, so startet sie durch eine positiv ansteigende Intervall-Impulsflanke von + 5 Volt eine Digitaluhr, die ihrerseits jetzt eine entsprechende Anzahl von Impulsen liefert. (siehe Abb. 5: Wiederholzeit = Abtastrate Δt , multipliziert mit der Anzahl der Analogkanäle.) Diese Impulsfolgen steuern den Multiplexer des ADU und schalten damit jeweils den entsprechenden Analogband-Kanal zur Analog-Digital-Umsetzung durch. Die Daten werden von der Area 2 des Prozeßrechners in geblockter Form auf Digitalband

geschrieben.

Zur AD-Umsetzung der Siganle werden Syn-
chronisierungs-Impulse der Digitaluhr an
den Rechner abgegeben (siehe Abb. 6).

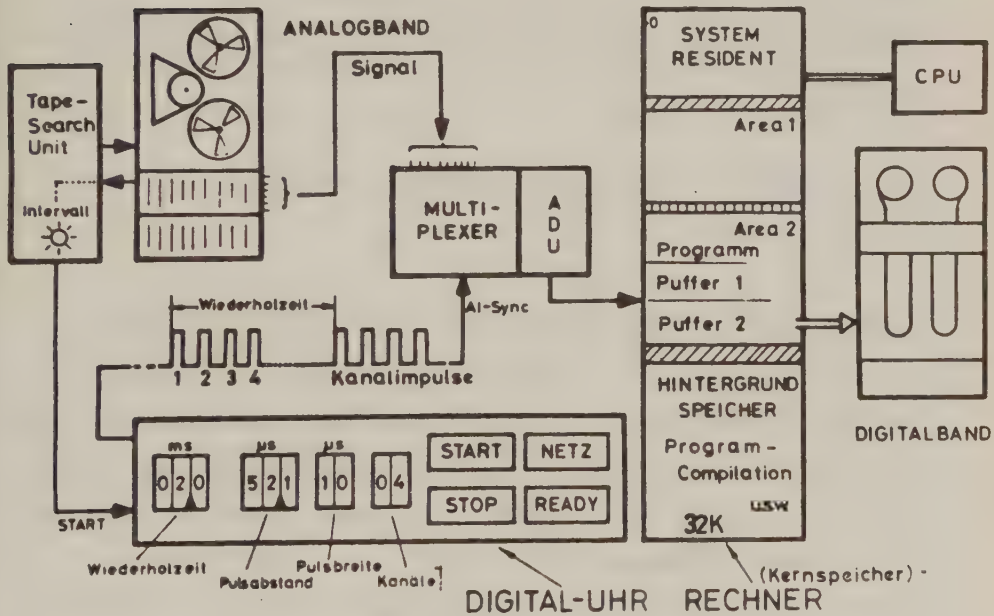


Abb 6: Ablaufsteuerung der AD-Umsetzung und
Verschaltung mit dem Prozeßrechner.

Erreicht die Digitalisierung ihr Ende, so
erkennt die TSU die vorgeschriebene Stop-

zeit auf dem Band und stoppt die Analogbandmaschine und die Digitaluhr. Der Rechner beendet dadurch die Digitalisierung.

Für genauere Information über das BIOS-Programmsystem zur Steuerung der AD-Umsetzung wird auf entsprechende Literatur verwiesen.

c) Aufbau der Digitalbänder und Qualitätskontrolle

Jedem Zeitstück (Epoche) auf dem Analogband entspricht eine Datei auf dem Digitalband. Eine Datei besteht aus dem Informationsblock und einer Anzahl von Datenblöcken mit einer festen Byte-Länge; diese sind mit einem Vorspann versehen, in dem u.a. der Blockzähler und ein Code für eine erfolgte Fehlerkontrolle, den sog. " Read-after-Write-Check," enthalten sind.

Die einzelnen Dateien sind voneinander durch eine einfache Tapemark abgetrennt. Am Ende des Digitalisierungsprogrammes wird, sofern keine weiteren Dateien umzusetzen sind, das Band durch eine doppelte Tapemark abgeschlossen.

Soll zu anderer Zeit auf diesem Digitalband mit der Digitalisierung fortgefahren werden, so kann das Band an diese Stelle positioniert werden, Zusätzlich erscheint am Ende des Digitalisierungsprogrammes ein Protokoll, das die Daten des Informationsblockes trägt. Ein Beispiel eines solchen Protokolls, das gleichzeitig für Archivzwecke dienen kann, ist in Abb.7 dargestellt.

PROTOKOLL DER DIGITALWANDLUNG VON KINDER-EEG

VOM 21. 3. 1978
UMRZEIT 10. 7

```

ANALOGBANDNUMMER      63      ERSTELLUNGSdatum    9. 2. 73
DIGITALBANDNUMMER     2737    DATENFILENUMMER      2
DATEINUMMER           2
PATIENTENNAME
PATIENTENNUMMER      12287
ZEITCODE ANFANG      563. 8.49.20
ZEITCODE ENDE        563. 8.50.20
ANZAHL DER KANAEL    6
KANALNR.             ABTAstrate (MICROSEC)      TEXT
1                     2000
2                     2000
3                     2000
4                     2000
5                     2000
6                     2000
DAUER DES ANALOGSIGNALS    40 SEC.
BLOCKLAENGE              1600
ANZAHL DER BLOECKE (INCL.RWC)  113
RESTWORDCOUNT           1248
  
```

VIC.3

WIEDERHOLZEIT D. TAKTGENERATORS 2.0 MILLISEC

FREQUENZ 3.00 KHZ

Abb.7

Um eine Qualitätskontrolle (Erkennung von Rauschen, Artefakten, Störspannungs-Einstreuungen) der digitalisierten Daten unmittelbar nach dem Umsetzungsvorgang zu ermöglichen, wurde ein Programmsystem zur Ausgabe frisch digitalisierter Daten auf ein Analogsichtgerät entwickelt, das die Daten sofort automatisch formiert und normiert auf dem Sichtgerät zur Darstellung bringt ("Elektronisches Durchblättern").

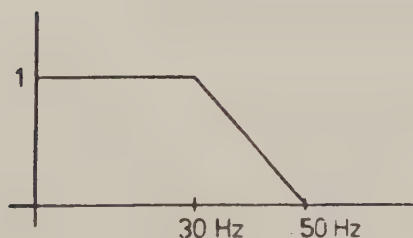
Es existieren auch Programme für die Ausgabe der digitalisierten Daten auf Incremental-Plotter und Schnelldrucker, wodurch Aufzeichnungen und Ausdrücke für Dokumentationszwecke möglich werden.

d) Weitere Signalaufarbeitung

Nach der Analog-Digital-Umsetzung liegen die registrierten EEG-Epochen mit der Abtast-rate von 2 msec und einer Auflösung von 11 bit (ohne Vorzeichen) auf Digitalband vor. Für die nachfolgenden Analysen muß eine Normierung der Signale vorgenommen werden. Dabei erfolgt die Kalibrierung der Kanäle mittels eines Eichsignals von $50\mu\text{v}$, sodaß

1 digit = $0,01 \mu\text{v}$ entspricht. Die Dauer des Eichsignals beträgt 10 sec mit einer max. Eichzackenfrequenz von 1 Hz. Zur Berechnung der Eichsignalhöhe wird nach einer einfachen Tiefpaßfilterung die Anstiegs- und Abfallflanke jeder einzelnen Eichzacke mittels einer Regressionsgeraden berechnet und danach über alle Eichzackenwerte gemittelt. Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß der Eichwert weitgehend unabhängig von eventuellen Störungen ermittelt werden kann.

Abb.8: Glättung des Signals durch Tiefpaßfilterung



IV. Die mathematischen Grundlagen der Frequenzanalyse

Jede kritische Erörterung und Verständigung über wissenschaftliche Verfahrensweisen erfordert eine methodologisch orientierte Bezugsebene, die erst Aussagen über theoretische Funktion und Geltungsbereich der einzelnen Verfahren ermöglicht. Besonders wichtig ist es, bei einem so komplexen und vielschichtigen Problem wie der EEG-Analyse mit ihren durch neue Entwicklungen bedingten hohen Anforderungen, die Korrespondenzregeln die deren Zuordnung zu einem entsprechenden Theorieteil gewährleisten, hinreichend zu erklären und zu definieren.

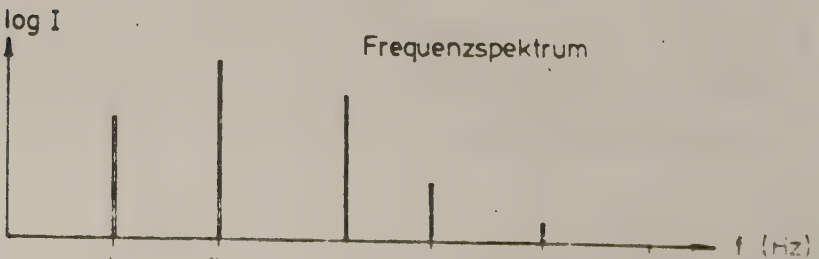
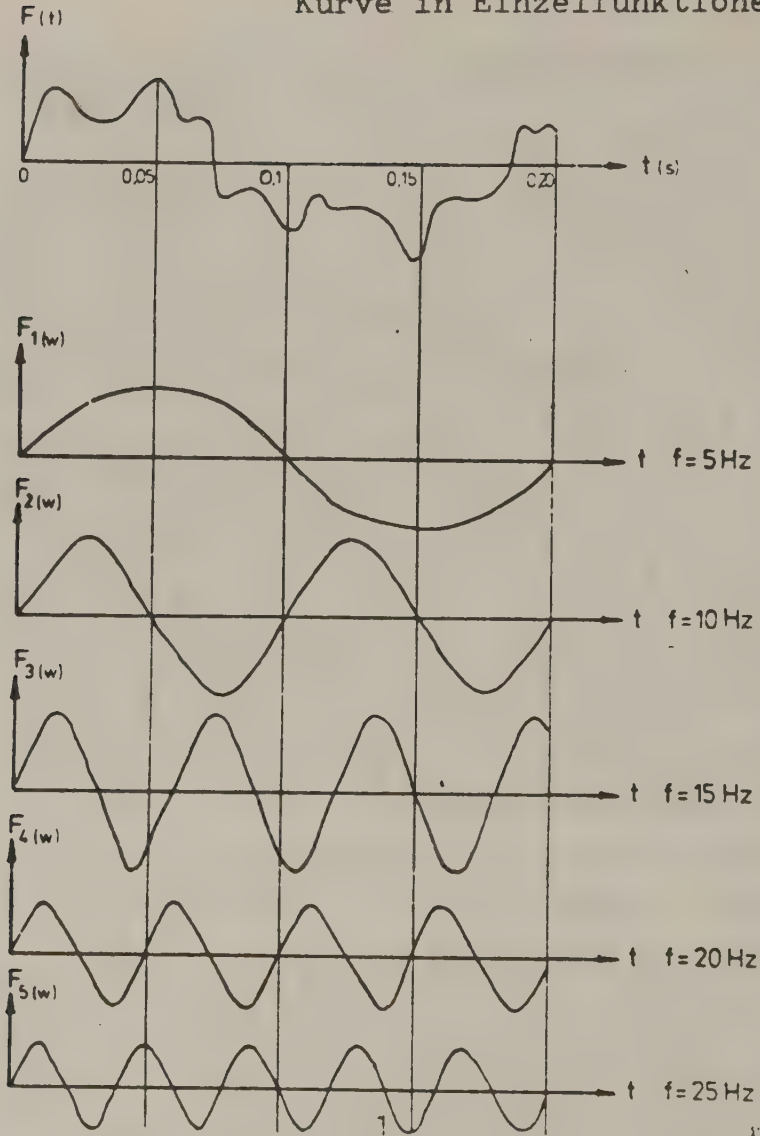
1. Die Fourier-Transformation

Schon 1828 zeigte FOURIER, daß " toute fonction périodique définie sur un intervalle, peut être approximée en y substituant une somme de fonctions sinusoidales de fréquences harmoniques, multiples d'une fréquence fondamentale et affectées de coefficients d'amplitude et de phase appropriés. "

Auf das EEG bezogen, besagt das, daß durch die Fourier-Transformation die EEG-Kurve in eine Vielzahl von sinusförmigen Einzelfunktionen zerlegt werden kann. Jede dieser Einzelfunktionen kann als harmonische Schwingung mit einer bestimmten zugehörigen Frequenz und Phase (Zeitbeziehung der Komponenten) gedeutet werden (Abb.9).

Das Zerlegen einer nichtsinusförmigen Funktion in sinusförmige Komponenten, versehen mit den Koeffizienten der Amplitude und Phase (die sog. " Fourier-Faktoren ") stellt einen getreuen Meßvorgang dar. Er ist vollständig und erschöpfend, da ja, kennt man erst die charakteristischen Phasen- und Amplitudenkoeffizienten jeder Einzelfunktion, ein umgekehrter Rechenvorgang es ermöglichte, die Ausgangsfunktion wieder zu erstellen (Eigenschaft der " bi-univocité). Das zeigt, daß kein Element der ursprünglichen Information im Verlauf der Fourier-Transformation verloren ging: Um also ein Signal durch seine Frequenzkomponenten vollständig zu beschreiben, ist sowohl ein Amplituden- als auch Phasenspektrum erforderlich.

Abb.9: Zerlegung einer EEG-Kurve in Einzelfunktionen



Anstelle des Amplituden- und Phasenspektrums können auch das Sinus- und Cosinusspektrum für die Beschreibung herangezogen werden. Es läßt sich zeigen, daß eine sinusförmige Wellenform als Summe zweier Wellen derselben Frequenz, aber mit einer Phasenverschiebung von 90° dargestellt werden kann, der Sinus- und Cosinuskomponente. Ihre Amplituden hängen von der Amplitude und Phase des Originalsignals ab.

Um bei der Transformation eine gewünschte Detailtreue zum Ausgangssignal zu bewahren, gilt es, die Abtastrate festzulegen, das bedeutet, man muß die Frequenz der höchsten harmonischen Schwingung bestimmen, für die die Fourier-Faktoren (Amplitude/Phase) effektiv eine Detailwiedergabe noch bewirken können, wenn man die umgekehrte Transformation gebraucht. Die fundamentalen Regeln dafür sind im Satz von Shannon (1949) niedergelegt: Eine Sinusschwingung muß, um wiedergegeben zu werden, von einem absoluten Minimum zweier " Probenahmen " repräsentiert sein. Die Frequenz des Abtastvorganges muß daher mindestens gleich der doppelten Frequenz der höchstfrequenten

harmonischen Schwingung sein, die zur gewünschten Detailfeinheit beitragen soll. Die Umkehrung des Satzes von Shannon besagt damit, daß bei der Spektralanalyse von Phänomenen, die wesentliche Elemente höherer Frequenz als die dieses Grenzwertes enthalten, sie der Fourier-Analyse nicht etwa entgehen, sondern im Spektrum unter falscher Identität zur Darstellung kommen; sie tragen dann zum " Auffüllen " von Spektren niederer Frequenzen bei, zu denen sie in Wirklichkeit nicht gehören (Phänomen des " aliasing ").

2. Anwendung auf Zufallsfunktionen

Ursprünglich wollte Fourier seine Transformation auf streng periodische Prozesse beschränkt sehen. Die Anwendung dieser Methode auf einen nicht streng genommen periodischen Prozeß, wie es das EEG darstellt, wurde erst 100 Jahre später von WIENER (1930) ermöglicht, der die Prinzipien für eine solche Ausdehnung formulierte.

Die Anwendung der Fourier-Analyse auf den Bereich des EEG geschieht im Bewußtsein, daß nicht alle der von Wiener geforderten Voraussetzungen erfüllt sind, ohne daß deshalb die praktischen Resultate völlig ihre Gültigkeit verlören.

Wird ein EEG-Ausschnitt aus einer kontinuierlichen Aufzeichnung ausgewählt und einer Fourier-Analyse unterzogen, so ist das Resultat dasselbe, als wenn dieser Abschnitt sich durch die gesamte Aufzeichnung periodisch fortsetzen würde. In der Praxis kommt diese Periodizität des gewählten Ausschnittes nicht vor. Gewöhnlich werden deshalb aufeinanderfolgende Ausschnitte analysiert und gemittelt, um eine Abschätzung des Frequenzgehaltes für eine längere Aufzeichnung zu erhalten. Je kürzer dabei die einzelnen Analyse-Abschnitte, umso besser kommt dabei die spektrale Variabilität als wichtige Eigenschaft des EEG zur Geltung.

Die Frage der optimalen Länge der untersuchten Teilstücke ist für den EEG-Bereich noch nicht endgültig gelöst. Dabei gilt allgemein, daß mit abnehmender Länge der Analyse-Abschnitte bei gleicher Abtastrate die Gesamtzahl der

Abtastwerte kleiner, und die Anzahl der harmonischen Schwingungen reduziert ist, was einer geringeren Auflösung gleichkommt. Bei einem Zwei-Sekunden-Abschnitt z.B. und einer Abtastfrequenz von 100 Hz (100/sec: 200 Abtastwerte) beträgt die Grundfrequenz 0,5 Hz (1:2) und die Harmonischen sind Vielfache derselben (1; 1,5; 2 usw.). Für einen Zehn-Sekunden-Abschnitt (1000 Abtastwerte) ergibt sich die Grundschiwingung zu 0,1 Hz (1:10) mit Harmonischen bei 2/10, 3/10 usw.. Nimmt man jetzt an, die höchste vorkommende Signalfrequenz sei 50 Hz, so ergeben sich für den Zehn-Sekunden-Abschnitt je 500 Sinus- und Cosinusterme (50x10).

Die so erhaltenen (1000) Signal-Amplitudenwerte, die eine Funktion der Zeit $F(t)$ darstellen, werden jetzt mit Hilfe der Fourier-Transformation in (1000) Spektral-Amplitudenwerte umgewandelt, die eine Funktion der Frequenz $F()$ darstellen.

Formel: $\omega = 2\pi \times f$

mit: ω = Kreisfrequenz

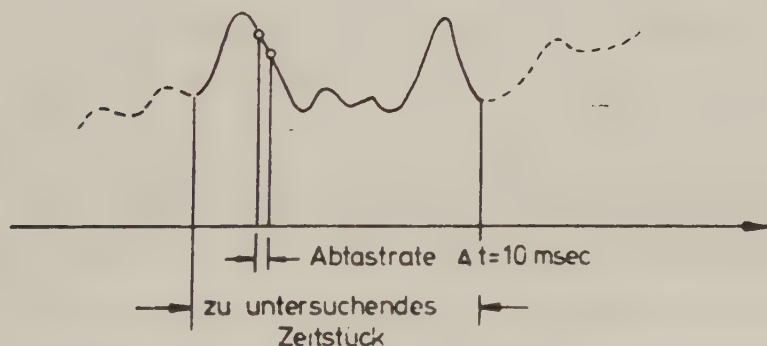
f = Frequenz in Hertz (Hz)

Ist $F(t)$ nicht periodisch (das EEG stellt bekanntlich die Manifestation eines stochastischen oder Zufallsprozesses dar), so ist eine Fourierintegral-Entwicklung erforderlich. 2)

Sie lautet in komplexer Schreibweise:

$$\text{Formel: } F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(t) e^{-i \omega t} dt$$

Zur Digitalisierung eines EEG-Abschnittes vgl. Abb.10



Fußnote 2)

Die vorigen Ausführungen haben streng genommen nur für Fourier-Reihenanalysen (bei

periodischen Zeitreihen) Gültigkeit.

Die beiden Methoden unterscheiden sich jedoch nur in ihrer Interpretation.

Die Vorteile dieser Transformation vom Zeitbereich in den Frequenzbereich sind durch einen besseren Einblick in die Generation von EEG-Signalen, eine bessere Beschreibungsmöglichkeit des Schwingungsmusters sowie bessere Vergleichsmöglichkeit mit anderen Signalen gegeben.

Dabei beschreibt jeder Amplitudenwert im Spektrum eine zeitliche Schwankung des Signals im Analyse z e i t r a u m (z.B. eine Sinus- bzw. Cosinuswelle), während im Originalsignal ein Amplitudenwert das Signal nur zu einem bestimmten Zeit p u n k t beschreibt. Der am häufigsten in der Praxis verwendete Algorhithmus für die Frequenzanalyse ist die " F a s t - F o u r i e r - T r a n s f o r m " (FFT). Damit ist es möglich, Fourier-Analysen für ein Signal von mehreren Sekunden Dauer in Bruchteilen einer Sekunde durchzuführen (KLAHN und SHIVELY 1968; BERGLAND 1969; BINGHAM, GODFREY und TUKEY 1967).

3. Spezielle praktische Anwendung

Bei der praktischen Auswertung wurde nur mit endlichen Zeitintervallen $t = 10\text{msec}$ gearbeitet; die Auswertung des Integrals konnte deshalb als endliche Summe über alle t erfolgen.

Das zu analysierende Zeitstück wurde nach der oben beschriebenen Signalaufbereitung (Tiefpaßfilterung, Trendbeseitigung) einer Analyse nach dem Programmsystem SPEKTRA unterzogen, das auf der Spektral-Schätzmethode nach WELCH aufbaut. Dabei werden die Analysestücke in Segmente von 2,56 sec Dauer zerlegt. Die Zerlegung in so kleine Teilstücke erfolgt zur Erreichung einer stabileren Frequenzbestimmung. Die Stabilität wird durch eine Überlappung noch erhöht (Abb.11).

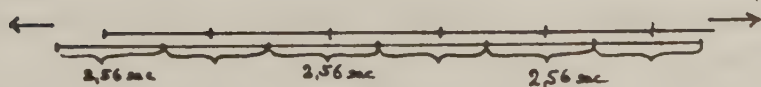


Abb.11: Signalzerlegung und Mittelung

Als Maß für die einzelnen Beiträge wurde der Logarithmus der I n t e n s i t ä t (I) gewählt; die Intensität ist eine definierte Größe, die eine gute Analyse von EEG-Spektren ermöglicht: Sie ist in etwa proportional den maximalen Amplituden sowie deren Häufigkeiten. Eine ausführliche Beschreibung der Intensität ist nicht notwendig, da sie im Rahmen dieser Arbeit nur als vergleichende Größe benutzt werden soll.

Die Spektralanalyse lieferte im einzelnen folgende abgeleitete Merkmale:

- A u t o s p e k t r e n : Hier wird für jede Ableitung die Intensität der einzelnen Schwingungen in Abhängigkeit von der Frequenz dargestellt.
- K r e u z s p e k t r e n : Die Kreuzspektren liefern Aussagen darüber, welche Frequenzanteile bei zwei verschiedenen Ableitungen in beiden Signalen gemeinsam auftreten.
Dadurch werden Aussagen über Frequenzbeziehungen in verschiedenen Hirnregionen möglich.

- **Phasenfunktion** : Jede Frequenzkomponente im Spektrum hat eine zugehörige Phase, die als eine Funktion der Frequenz ausgedrückt werden kann. Als Resultat ergibt sich das Phasenspektrum. Die Phasenfunktion beschreibt die mittlere Phasendifferenz gemeinsamer Frequenzkomponenten zweier Kanäle. Ist die Kreuzspektral-amplitude in etwa proportional dem Produkt der maximalen Amplituden, so ist die Phasendifferenz gleich dem Abstand der maximalen Amplituden (Abb.12).

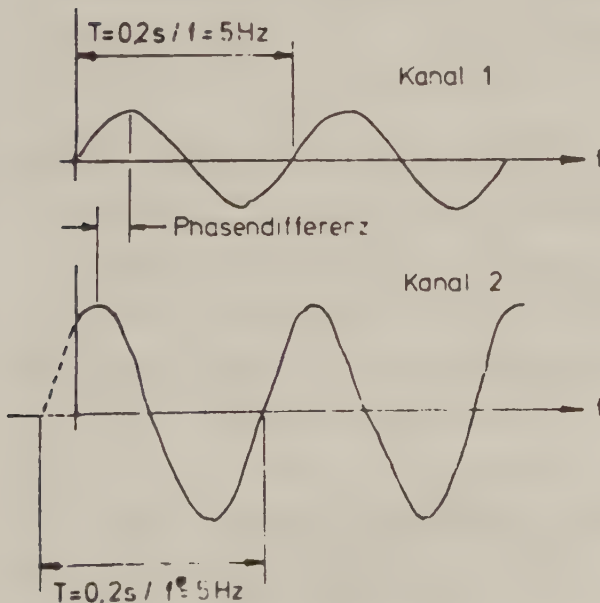


Abb.12: Phasendifferenz zweier Signale

- **K o h ä r e n z e n** : Das Kohärenzspektrum liefert ein von der Frequenz abhängiges quantitatives Korrelationsmaß der bioelektrischen Aktivität der Signale M und N aus Ableitungen zweier verschiedener Hirnregionen, zwischen denen eine lineare Beziehung besteht. Seine Werte können sich zwischen 0 und 1 bewegen.

Besteht eine starke lineare Beziehung zwischen den beiden Signalen (Kohärenz gegen 1), so darf dort ein gemeinsamer Ursprung der Signale angenommen werden. Besteht diese Beziehung nicht (Kohärenz gegen 0), so ist ein gemeinsamer Generator unwahrscheinlich.

Die Formel der Kohärenz (KH) ergibt sich als frequenzabhängiger Vergleich der aus den beiden Autospektren hervorgegangenen Werte mit denen des Kreuzspektrums zu:

$$KH \quad MN = \frac{(\text{Autospektrum M}) \times (\text{Autospektrum N})}{(\text{Kreuzspektrum MN}^2)}$$

Das Analogon der Kohärenzfunktion in der elementaren Statistik ist der Korrelationskoeffizient.

V. Statistische Behandlung von EEG-Daten

Die Methoden der automatischen Signalanalyse führen nicht notwendigerweise zu einer Datenreduktion. Die Spektraldarstellung des EEG wird vielmehr meist erst im Zusammenhang mit statistischen Auswerteverfahren sinnvoll, welche eine übersichtliche Darstellung der beträchtlichen Anzahl von Analysedaten und ihre Weiterverarbeitung zu überschaubaren Resultaten erst ermöglicht.

Die einzelnen Spektren (Auto-Kreuz-Phasen-Kohärenzspektren) werden daher in die konventionellen Frequenz-Bereiche des Delta-Theta-Alpha- und Beta-Bandes gegliedert. Für jeden dieser Bereiche werden Mittelwert und Varianz bestimmt.

Als Mittelwert wurde meist das arithmetische Mittel verwandt.

Seine Definition lautet:
$$\bar{X} = \frac{\sum X_i}{N}$$

mit: X_i = Summe aller Einzelwerte

N = Zahl der Einzelwerte

Daneben fand auch der Medianwert Verwendung:
In einer Meßreihe ist der Medianwert jener

mittlere Wert, der ebenso oft unter- wie überschritten wird. Gegenüber dem arithmetischen Mittel zeichnet er sich dadurch aus, daß er nicht so stark von extrem abweichenden Werten beeinflußt wird.

Die Varianz ist wie die Standardabweichung ein Maß für die Streuung (Variation) der Einzelwerte; sie läßt sich jedoch leichter interpretieren und bietet den Vorteil einer möglichen Zerlegung in additive Komponenten, die sich ihrerseits zur Gesamtvarianz aufsummieren lassen. Die Varianz ist definiert als Mittelwert der quadratischen Abweichungswerte.

Auf eine weitergehende (durchaus mögliche) statistische " Aufbereitung " der Analysedaten wurde aus Gründen der allgemeinen Verständlichkeit und evt. routinemäßigen Reproduzierbarkeit bewußt verzichtet.

Interessierte werden auf die Werke von SIEGEL 1956, GUILFORD 1970 und MAXWELL 1958 verwiesen.

Aus Abb.13 ist die Bedeutung von Mittelwert und Varianz zu erkennen.

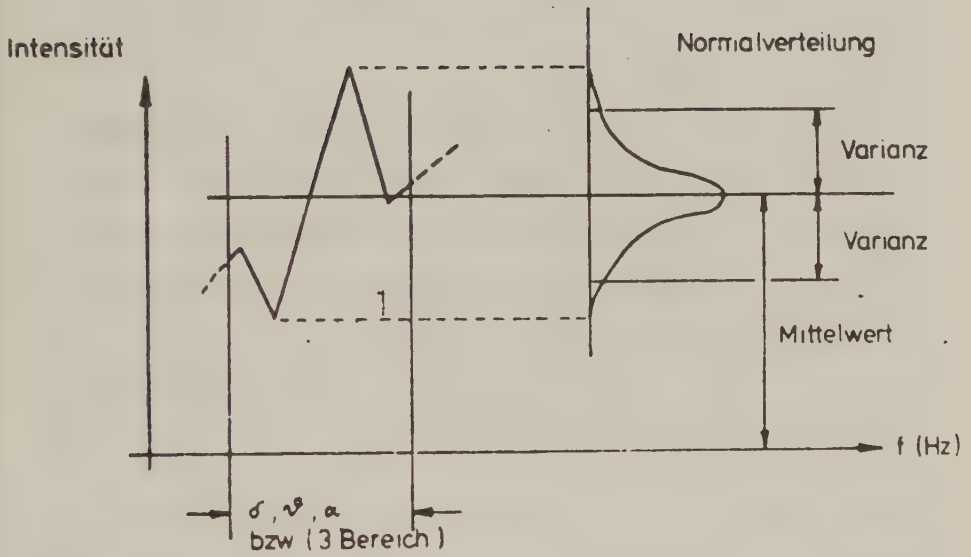


Abb.13: Mittelwert und Varianz

VI. Ergebnisse

Zur besseren Katalogisierung und anschließenden Reduktion des immensen, in den Computerausdrucken vorliegenden Datenmaterials empfiehlt sich die Erstellung von Tabellen, die ein optimales Einordnen, schnelles Wiederfinden und Vergleichen ermöglichen.

Anhand dieser Tabellen kann dann eine Weiterbehandlung des Ausgangsmaterials mit dem Versuch einer Reduktion auf wenige aussagekräftige Parameter erfolgen.

Für unser Vorhaben erwies sich eine Aufteilung der Daten auf jeweils drei Arten von Tabellen als zweckmäßig und ausreichend.

Tabelle I: Sie enthält die aus den Auto-spektren übertragene effektive Verteilung der Gesamtintensität ($\log I_{\text{ges}}$) im Bereich jedes Ableitungskanales auf die vier Wellenbereiche des Spektrums (Delta, Theta, Alpha, Beta).

Addiert man in jedem Kanal diese vier Einzelbeträge, so erhält man die absolute Gesamtintensität $\log I_{\text{ges}}$ des Spektrums des entsprechenden Kanals.

Weiterhin enthält Tab.I die Varianz des jedem Frequenzband zugeordneten Intensitätsanteiles als Ausdruck seiner Variabilität.

Tabelle II: Sie enthält neben der aus Tab.I aufsummierten Gesamtintensität des Spektrums der vier Kanäle Angaben über die relative prozentuale Intensität (in % der Gesamtintensität) der Frequenzbänder im Einzugsgebiet jedes Kanals, sowie für jeden Kanal eine Kennzeichnung der dominanten Frequenz (DF) im Delta- Theta- Alpha- und Beta-Bereich.

In Tabelle III schließlich erfolgt aus den Kohärenzspektren die Eintragung der sich bei bestimmten Frequenzen ergebenden Kohärenzen mit zugehörigen Phasenbeziehungen (diese werden aus den Phasenspektren ermittelt). Die Bestimmung der Kohärenzen und Phasenbeziehungen erfolgt für die Kanal-Kombinationen 2 - 4, 3 - 5, 2 - 3, 4 - 5, 3 - 4 und 2 - 5 (siehe Abb.1).

NAME: VERTEILUNG DER GESAMTINTENSITÄT AUF DIE BÄNDER: KANAL:

XY.Nicole	DELTA (Hz)	THETA (Hz)	ALPHA (Hz)	BETA (Hz)	
Mittelwert:	17,756	5,792	3,599	0,332	
Total (log I _{ges}):	27,479				2
Varianz:	76,407	7,599	14,660	0,021	

Mittelwert:	27,647	7,309	4,679	0,306	
Total (log I _{ges}):	39,941				3
Varianz:	421,295	9,474	30,090	0,023	

Mittelwert:	18,550	5,912	2,441	0,246	
Total (log I _{ges}):	27,149				4
Varianz:	81,591	8,826	6,142	0,013	

Mittelwert:	26,193	8,687	8,269	0,324	
Total (log I _{ges}):	53,473				5
Varianz:	363,426	10,049	126,742	0,031	

Tab.I: Verteilung, Absolutwert sowie Varianz der Gesamtintensität (log I_{ges})

NAME: XY.Nicole

gesund (X) krank ()

DELTA: DF in Hz				THETA: DF				ALPHA: DF				BETA: DF			
K ₄	0,8	0,9	K ₂	K ₄	4,0	3,8	K ₂	K ₄	8,0	8,0	K ₂	K ₄	15	15,8	K ₂
K ₅	0,7	0,7	K ₃	K ₅	4,0	3,8	K ₃	K ₅	8,0	8,1	K ₃	K ₅	15,6	15	K ₃

DELTA: I rel.				THETA: I rel.				ALPHA: I rel.				BETA: I rel.			
K ₄	68	65	K ₂	K ₄	22	21	K ₂	K ₄	9	13	K ₂	K ₄	1	1	K ₂
K ₅	60	69	K ₃	K ₅	20	18	K ₃	K ₅	19	9	K ₃	K ₅	1	1	K ₃

Legende: DF = dominante Frequenz (in Hz)

I rel. = relative Intensität (in % der Gesamtintensität; auf ganze Zahlen aufgerundet)

Tab.II: Relative prozentuale Intensität jedes Kanals und dominante Frequenz in den Frequenzbändern

Weiterhin enthält Tab.I die Varianz des jedem Frequenzband zugeordneten Intensitätsanteiles als Ausdruck seiner Variabilität.

Tabelle II: Sie macht Angaben über die relative prozentuale Intensität (in % der Gesamtintensität) der Frequenzbänder im Einzugsbereich jedes Kanals, sowie für jeden Kanal Aussagen über die dominante Frequenz (DF) im Delta- Theta- Alpha- und Beta-Bereich.

In Tabelle III schließlich erfolgt aus den Kohärenzspektren die Eintragung der Kohärenz-Gipfel bei bestimmten Frequenzen mit zugehörigen Phasenbeziehungen (diese werden aus den Phasenspektren ermittelt). Die Bestimmung der Kohärenzen und Phasenbeziehungen erfolgt für die Kanal-Kombinationen 2 - 4, 3 - 5, 2 - 3, 4 - 5, 3 - 4 und 2 - 5 (siehe Abb.1).

NAME: J.Georgios

- 48 -

	FREQUENZ	KOHÄRENZ	PHASE	KANALKOMB.
DELTA	0,3/1,8Hz	0,30/0,50	0,0/-10°	2 - 4
THETA	3,8/6,4Hz	0,45/0,62	-10/+10°	
ALPHA	10/11,6Hz	0,17/0,25	0,0/+10°	
BETA	13,5/20Hz	0,20/0,17	0,0/+10°	
DELTA	1,3/3,3Hz	0,48/0,35	0,0/+10°	3 - 5
THETA	3,9/6,2Hz	0,27/0,37	0,0/+10°	
ALPHA	7,8/10Hz	0,17/0,20	0,0/0,0°	
BETA	13/18,5Hz	0,15/0,15	0,0/+10°	
DELTA	2,5Hz	0,025	+120°	2 - 3
THETA	4,2Hz	0,07	+170°	
ALPHA	12,1Hz	0,05	+170°	
BETA	13,4/16,7Hz	0,07/0,15	+170/+140°	
DELTA	2,2Hz	0,025	+70°	4 - 5
THETA	4,3/6,3Hz	0,05/0,15	+160/0,0°	
ALPHA	8,2/10,2Hz	0,05/0,07	-170/+180°	
BETA	17,4/20,7Hz	0,12/0,17	+180/+170°	

Tab.III:KH-Gipfel und zugehörige Phasenbeziehungen

Eine weitere Aufteilung für jede der drei Tabellenarten erfolgte nach anfalls-kranken Kindern und gesunden Probanden sowie in zwei Altersgruppen mit Durchschnittsalter von 1,5a und 2a. Es ergeben sich so vier Probandengruppen:

- 1) 1,5a gesund
- 2) 2a gesund
- 3) 1,5a krank
- 4) 2a krank

1. Auswertung der katalogisierten Daten

- a) Entwicklung der mittleren Gesamtintensität im Zeitraum von 1,5a bis 2a (Tab. I/II)

Bildet man in den oben genannten vier Probandengruppen jeweils das arithmetische Mittel der Gesamtintensität (Aufsummation der I_{ges} aller Gruppenmitglieder dividiert durch die Gruppenstärke N) und vergleicht die sich ergebenden Werte (siehe Abb.14), so zeigt sich bei den beiden Gruppen: gesunde/krank Probanden und innerhalb der Gruppen in allen Kanälen eine deutliche Zunahme der mittleren Gesamtintensität im

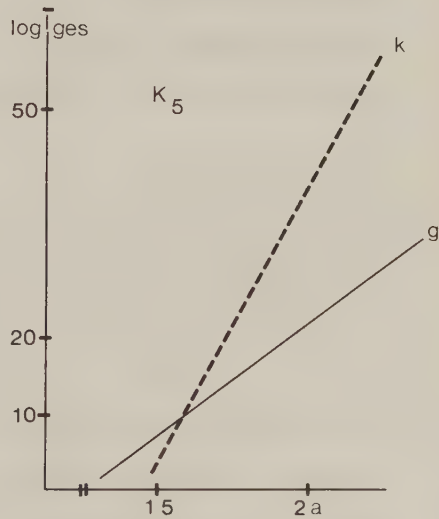
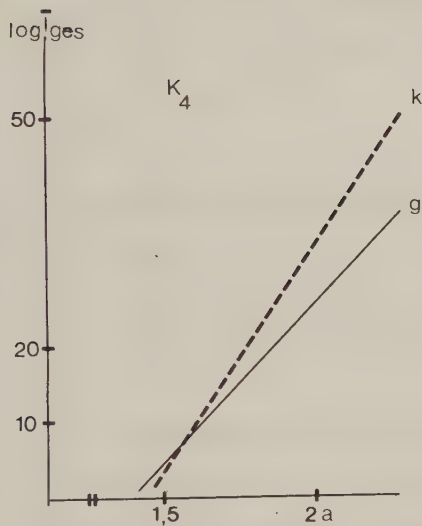
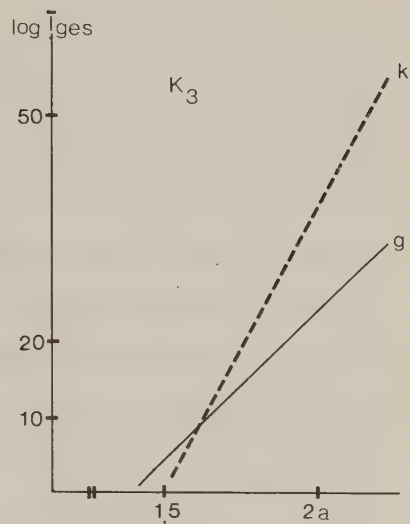
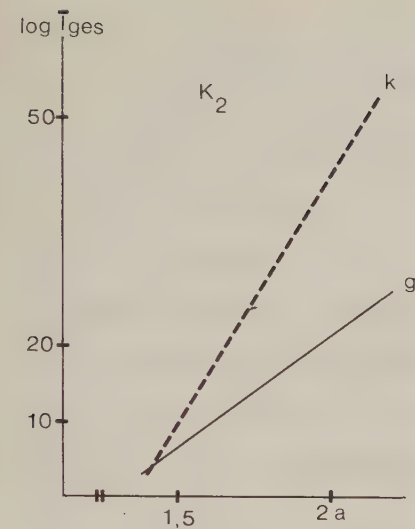


Abb.14: Entwicklung der Gesamtintensität im Analysezeitraum (1,5 a bis 2 a)

Legende: a = Jahre; k = krankes Kollektiv,
g = gesundes Kollektiv; K_{2,3,4,5} =
Kanäle 2,3,4,5

Zeitraum von 1,5a bis 2a.

Während sich in der Gruppe der 1,5-Jährigen die mittlere Gesamtintensität dem Betrag nach bei kranken und gesunden Probanden kaum unterscheidet (K: ca. 6,5; G: ca. 6,0 abhängig vom Kanal), läßt sich in der Gruppe der Zweijährigen bei den kranken Kindern ein Anstieg auf Werte um 40, bei den Gesunden dagegen nur auf Werte um 20 verzeichnen.

Bei den kranken Kindern erfolgt also bei etwa gleichem Ausgangswert mit 1,5a ein Anstieg auf doppelte Höhe mit 2a im Vergleich mit den Gesunden.

- b) Entwicklung der mittleren prozentualen Intensitätsverteilung (in % von I_{ges}) in den vier Wellenbereichen im Zeitraum von 1,5a bis 2a (vgl. Abb.15)

Mit Hilfe der Tab. II werden auch hier wieder gesunde und kranke Gruppe einander gegenüber gestellt. Um die Übersichtlichkeit zu wahren und eine bessere Interpretierbarkeit zu ermöglichen, wurden die Kanäle K 3 und K 5 zu einem zentro-occipitalen Block (zo), die Kanäle K 2 und K 4 zu einem fronto-zentralen Block (fz) zusammengefaßt.

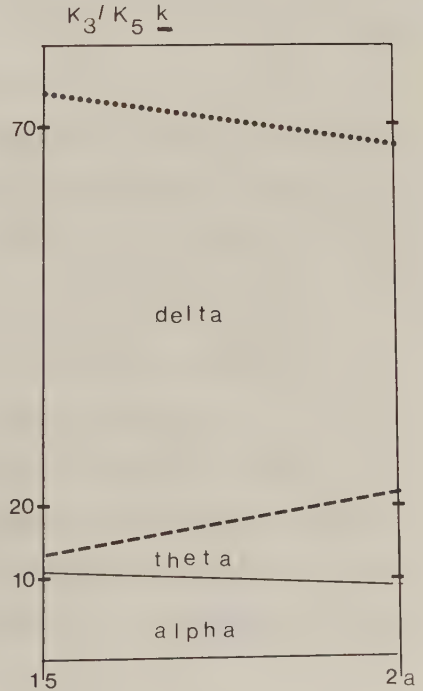
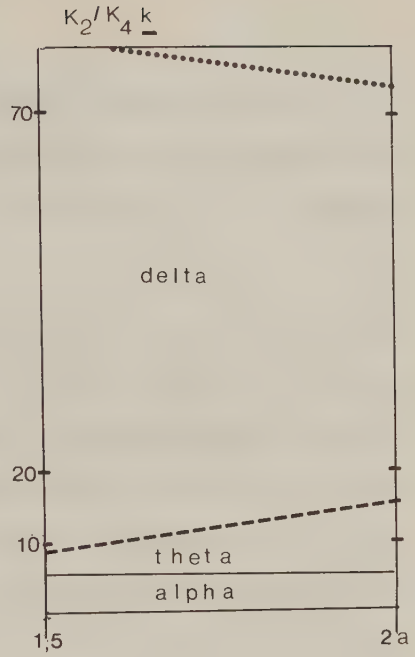
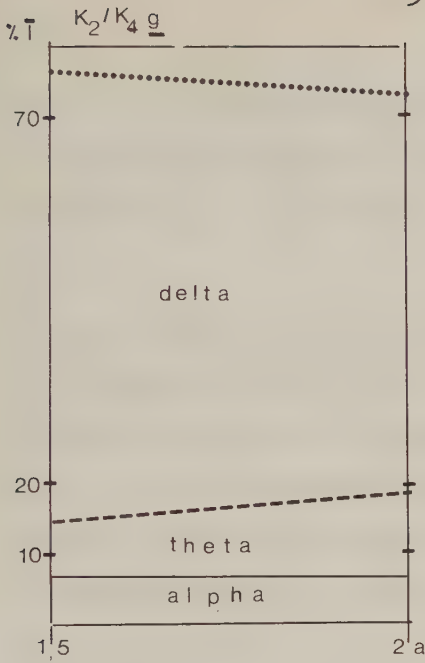


Abb.15: Entwicklung von $I_{\text{mittl.}}(\%)$

Auf eine Darstellung der prozentualen Intensitätsverteilung im Beta-Band wurde wegen der zu geringen Ausprägung verzichtet.

Der weitaus dominierende Frequenzbereich bei gesunden und kranken Kindern sowohl fz als auch zo war der D e l t a - Bereich. Ausgehend von Werten um 80% der GI mit 1,5a ist jedoch ein Abfall des Delta-Intensitätsanteiles hin zum zweiten Lebensjahr auf Werte um 70% der GI zu erkennen. Dieser Abfall ist zo deutlicher ausgeprägt als fz.

Im T h e t a - Bereich, dem Frequenzbereich mit dem nächst höchsten Anteil an der GI, ist in der Altersentwicklung von 1,5a bis 2a ein deutlicher Anstieg der prozentualen Intensität zu verzeichnen.

Auch hier verhalten sich kranke und gesunde Gruppen wieder ähnlich, ein signifikanter Unterschied von I % der beiden Gruppen ist nicht erkennbar: Ausgehend von Werten um 15% der GI mit 1,5a kommt es zu einem Anstieg von I % auf Werte von fz um 20%, zo

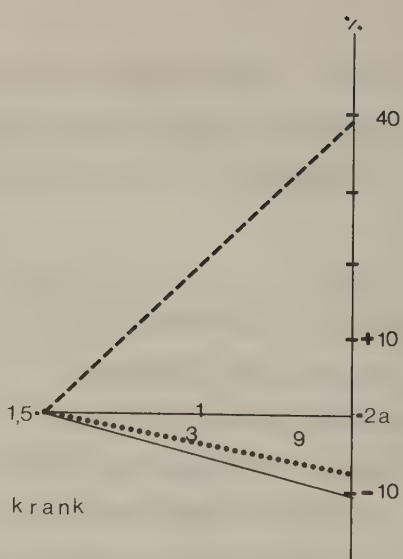
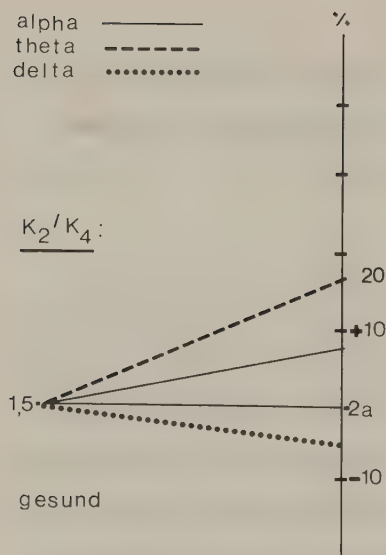
sogar zwischen 20% und 30% (bei den Gesunden sogar größer 30%) bei den Zweijährigen.

Der A l p h a - Bereich verhält sich in seiner Entwicklung bei dieser Darstellungsweise indifferent: Fz zeigt die Intensitätsentwicklung bei gesunden und kranken Probanden einen nahezu unveränderten Verlauf im Analysezeitraum mit Werten um 5% der GI. Zo zeigt die gesunde Gruppe einen Anstieg von ca. 5% auf über 10%, die kranke Gruppe einen minimalen Abfall von 11% auf 9%.

Zur weiteren Verdeutlichung der Frequenzentwicklung im Beobachtungszeitraum betrachten wir jetzt anstelle der effektiven Änderungen von I % in den einzelnen Frequenzbändern (vgl. oben) die r e l a t i v e p r o z e n t u a l e Änderung des auf das Delta- Theta- und Alpha-Band verteilten Anteils von GI (siehe Abb.16).

Dabei ergibt sich für das dominierende D e l t a - Band fz bei gesunder und kranker Gruppe ein relativer prozentualer Abfall zwischen 5% und 10%, zo zwischen 10% und 20%.

alpha —————
theta - - - - -
delta



a = Jahre

$K_{2/4;3/5}$ = Kanalkombination 2/4 und 3/5

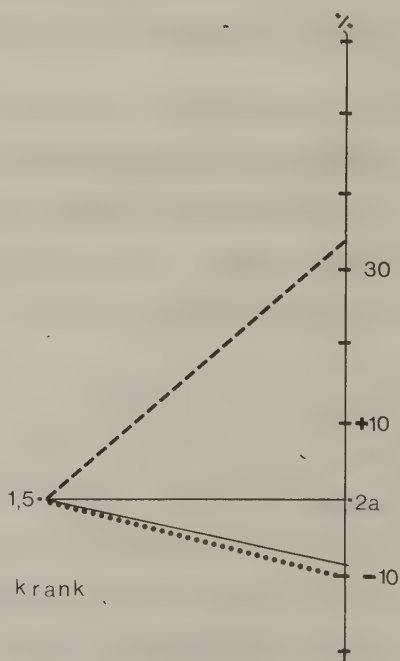
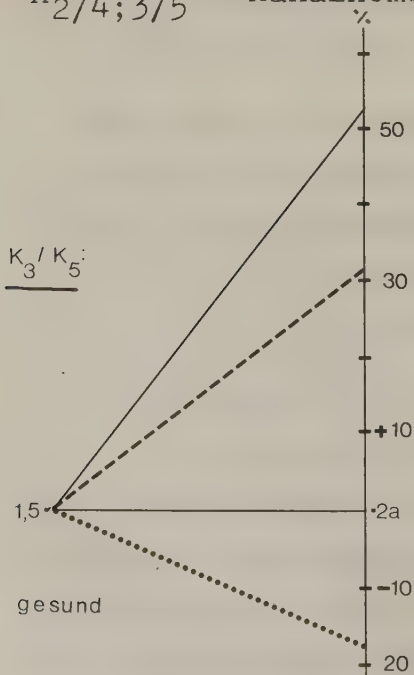


Abb.16: Frequenzentwicklung (rel.proz.Änderung von I)

Im T h e t a - Band kommt es fz zu einem relativen prozentualen Anstieg der Intensität um ca. 17% bei der gesunden Gruppe, bei der kranken Gruppe um nahezu 40%.

Der A l p h a - Bereich, über dessen Intensitätsentwicklung in der vorausgehenden Darstellung keine schlüssigen Aussagen gemacht werden konnten, läßt sich durch Betrachtung der relativen prozentualen Intensitätsänderung wesentlich besser beurteilen.

Es zeigt sich jetzt ein deutlicher Unterschied zwischen kranker und gesunder Gruppe, der durch die geringe Höhe der absoluten Änderungen vorher nicht deutlich wurde.

Bei den Gesunden kommt es im Beobachtungszeitraum zu einem signifikanten Anstieg um nahezu 10% fz, zo um über 50%. Die kranke Gruppe zeigt dagegen fz und zo einen Abfall um ca,10%.

c) Intensitätsverteilung in den Frequenzbändern

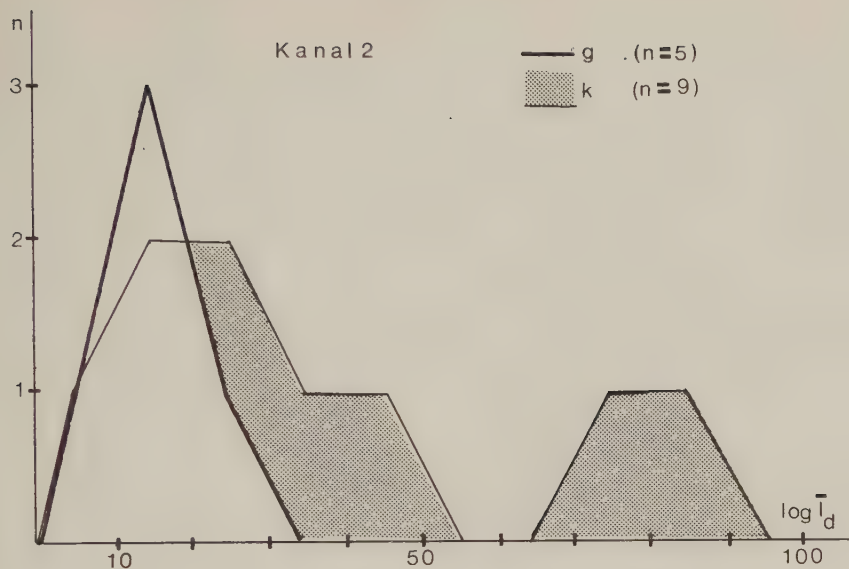
Betrachtet man die in Tab. I festgehaltenen Effektivwerte der Intensitätsverteilung auf die einzelnen Wellenbereiche, so ergibt sich

eine deutliche Diskrepanz der Streuung dieser Werte bei Vergleich der kranken mit der gesunden Gruppe.

Abb.17 zeigt eindrucksvoll die Verteilung der Effektivwerte von $\log I$ im Delta-Band, dem dominierenden Wellenbereich der untersuchten Zweijährigen.

Während sich bei der gesunden Gruppe die Intensität in allen Kanälen annähernd um den Medianwert verteilt, läßt sich bei der kranken Gruppe eine solche Verteilung nicht erkennen. Vielmehr ergibt sich eine breite Streuung der Intensitätsverteilung um den jeweiligen Medianwert. Die graphische Darstellung läßt, im Gegensatz zur gesunden Gruppe, mehrere verstreute Verteilungsgipfel erkennen, die auffällig im Bereich hoher bzw. niedriger Intensität konzentriert sind. Die Spannweite als grobes Maß für die Variabilität der Intensität reicht bei den gesunden Kindern von 0 - 30 ($\log I_{\Delta}$), bei den Kranken von 0 - 90 mit geringen Unterschieden in den einzelnen Kanälen.

Bestimmt man die Varianz als statistisches Variabilitätsmaß, ergeben sich entsprechende Befunde, die eine weitgestreute Verteilung der Delta-Intensität bei der kranken Gruppe



n = Anzahl der Pro-
 banden

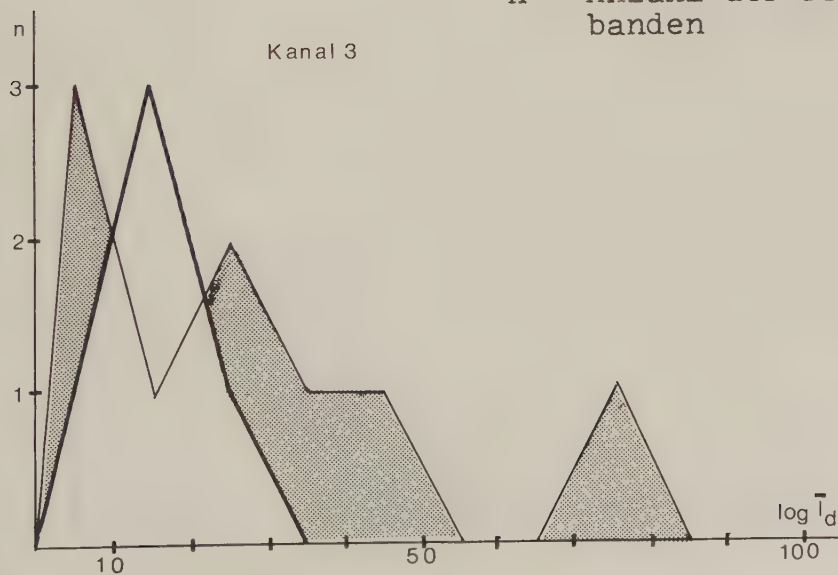


Abb.17a: Verteilung von log I-Effektivwerten
 der Zweijährigen im Deltaband: K_2
 u. K_3

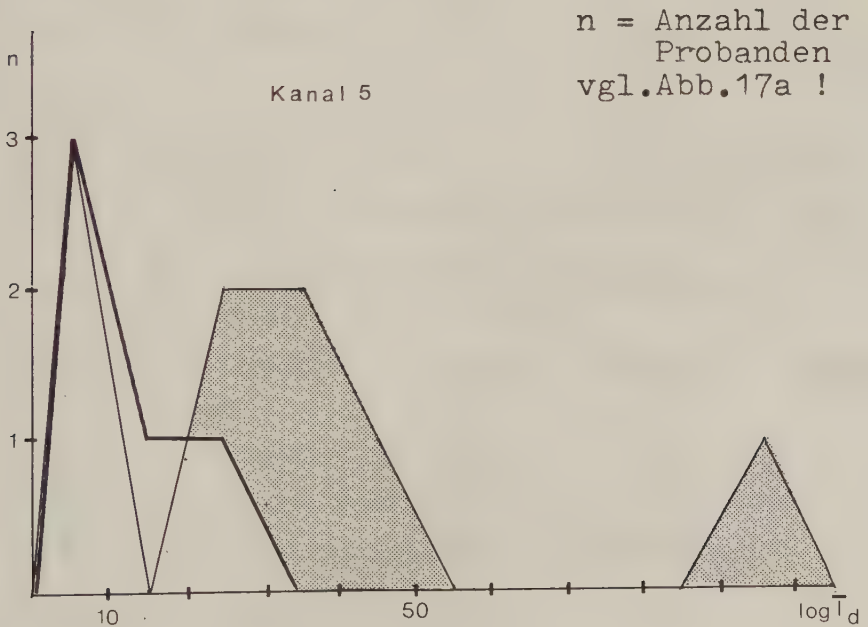
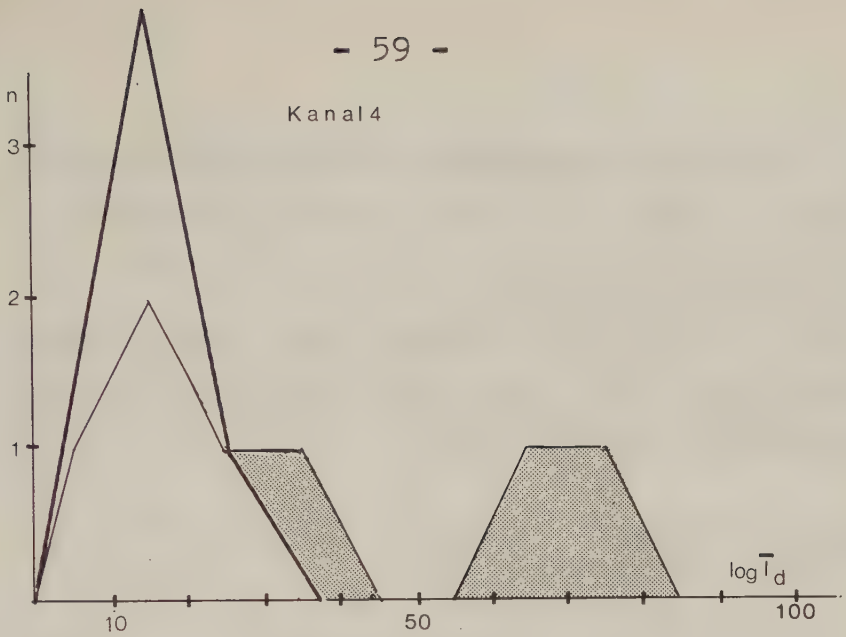


Abb. 17b: Verteilung von $\log I$ -Effektivwerten der Zweijährigen im Deltaband: K_4 und K_5

im Vergleich zur gesunden Gruppe bestätigen. Untersuchungen der Intensitätsverteilung in anderen Frequenzbändern liefern übereinstimmende Ergebnisse.

Die Tab. 2 zeigt die Varianz der Intensitätsverteilung in den einzelnen Frequenzbereichen bei Kindern von 2 Jahren.

Gesund:	Delta	Theta	Alpha	Kanal
	217,14	3,03	4,45	K ₂
	196,01	4,31	3,56	K ₄
	160,44	3,70	27,84	K ₃
	119,36	3,49	31,17	K ₅
Krank:	1046	23,02	4,17	K ₂
	1611	11,08	3,00	K ₄
	969	7,95	10,07	K ₃
	1360	14,00	8,90	K ₅

Tab.2: Varianz der Intensitätsverteilung

d) Untersuchung des Theta/Alpha-Medianwertes

Die Betrachtung dieses vielfach zur Altersklassifizierung verwendeten Parameters lieferte folgende Befunde, die sich aus der oben angegebenen Frequenzentwicklung erklären lassen:

- Gesunde Gruppe: Fz (K_2/K_4): Anstieg des Theta/Alpha-Medianwertes (TAM) von 2,13 auf 2,59. Zo (K_3/K_5): Abfall des TAM-Wertes von 2,74 auf 1,53.
- Kranke Gruppe: Fz: Anstieg von 2,11 auf 3,16. Zo: Anstieg von 1,53 auf 2,20.

Dazu muß man sich Folgendes verdeutlichen:

- 1) Der Wert des TAM-Quotienten fällt, wenn
 - a) der Theta-Wert fällt oder
 - b) der Alpha-Wert steigt.
- 2) Der TAM-Quotient steigt, wenn
 - a) Theta steigt oder
 - b) Alpha fällt.

Die Entwicklung des TAM-Wertes für beide Gruppen im Analysezeitraum zeigt Abb.18.

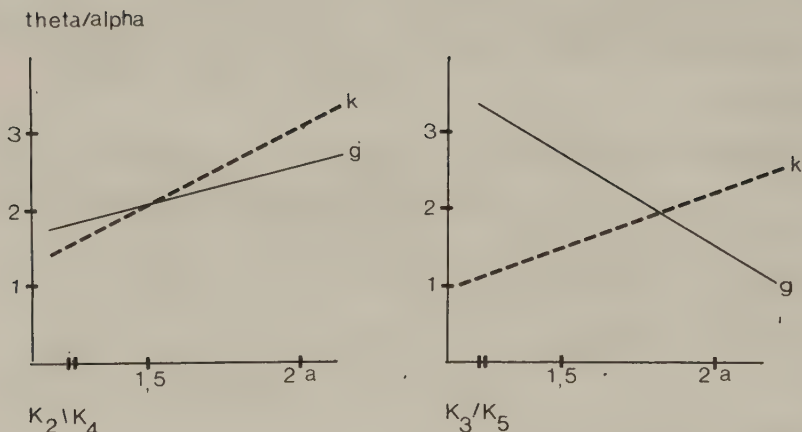


Abb.18: Entwicklung des TAM-Wertes

e) Entwicklung der dominanten Frequenz

Die in Tab.II gewählte Darstellung der relativen prozentualen Intensitätsverteilung sowie die Angabe der dominanten Frequenz (DF) in den einzelnen Bändern des Spektrums (gesondert für jeden Kanal) ist geeignet für eine übersichtliche Beurteilung

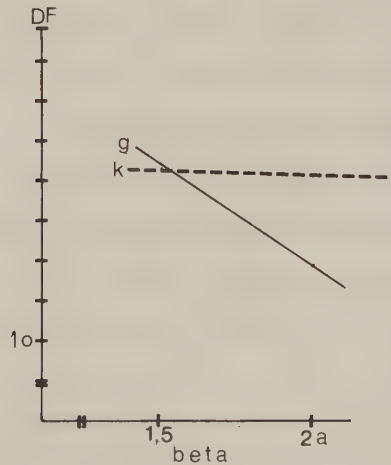
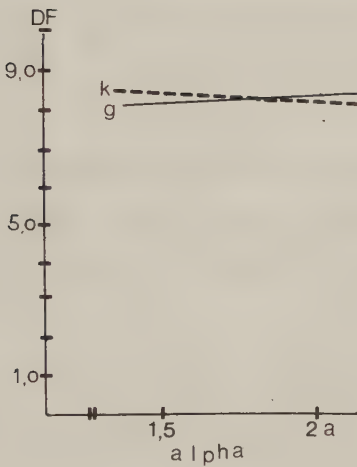
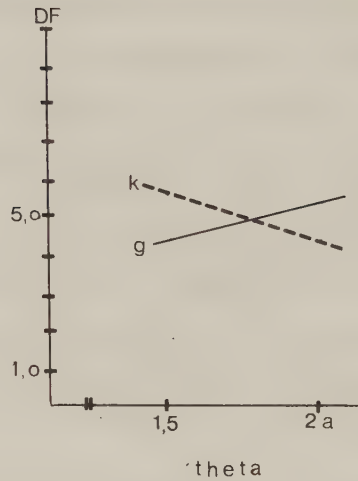
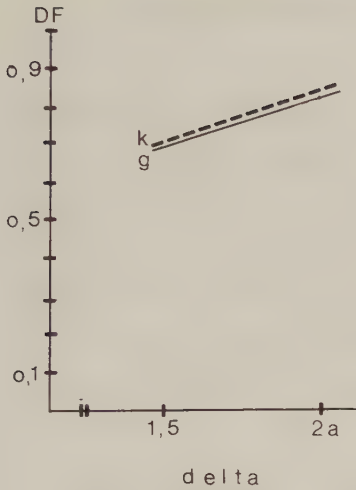


Abb.19a: Entwicklung der DF im Analysezeit-
raum: Zentro-occipitaler Block
(K_3/K_5).

Legende: DF = dominante Frequenz (Hz); vgl.
auch Abb.14.

der einzelnen Gehirnregionen sowie möglicher Diskrepanzen.

Ein Vergleich innerhalb der gesunden Gruppen von 1,5a und 2a läßt keine auffälligen Unterschiede bei den DF der einzelnen Hirnregionen erkennen. Am ehesten denkbar wäre eine relative Beschleunigung der zentro-occipitalen Kanäle K₃ und K₅ gegenüber den fronto-zentralen K₂ und K₄ vor allem im Delta- und Thetabereich.

Ebenso führt ein Vergleich der kranken und gesunden Gruppen bei 1,5a und 2a zu keinem signifikanten Unterschied.

Die Entwicklung der DF im Analysezeitraum bei den beiden Probandengruppen ist in Abb.19 dargestellt.

Zur besseren Übersicht erfolgte wieder eine Zusammenfassung der Kanäle K₂ und K₄ zu einem fronto-zentralen, der Kanäle K₃ und K₅ zu einem zentro-occipitalen Block.

Bei den G e s u n d e n kommt es im Delta-Theta- sowie Alphanband zu einem mäßigen, jedoch gleichmäßigen Anstieg der DF sowohl fz als auch zo. Der Anstieg zo ist dabei mäßig steiler, die Ausgangswerte bei 1,5a liegen etwas höher als fz. Ausschließlich

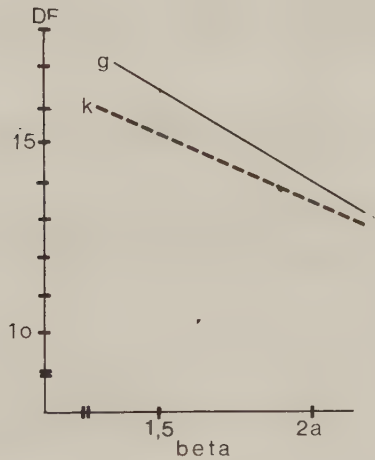
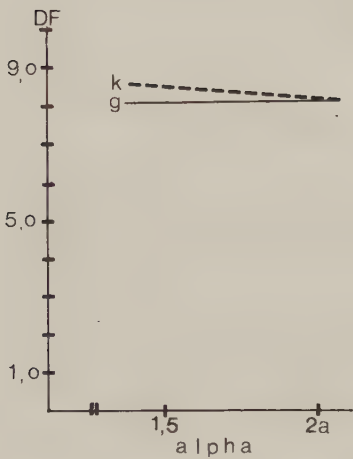
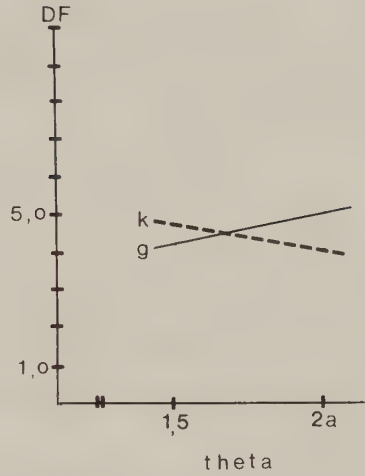
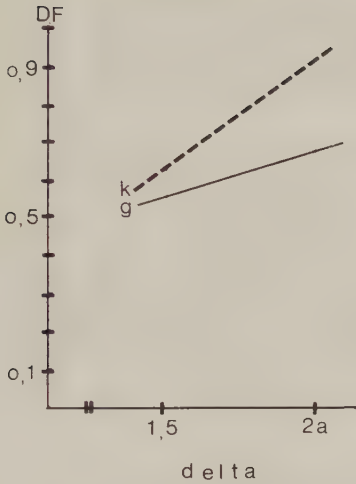


Abb.19b: Entwicklung der DF im Analysezeit-
raum: Fronto-zentraler Block
(K_2/K_4).

Legende: Vgl. Abb.19a und Abb.14

im Betabereich kommt es dagegen zu einem Abfall der DF, so ausgehend von tieferen Ausgangswerten.

Eine so regelmäßige Entwicklung der DF ist bei den K r a n k e n nicht gegeben.

Fz zeigt sich ein starker Anstieg der DF im Deltabereich, im Thetabereich ein mäßiger Abfall; dasselbe gilt für den Alphabereich, während sich im Betaband ein starker Abfall zeigt.

Zo sind die Veränderungen diskreter: Im Deltaband ein Anstieg, im Thetaband ein mäßiger Abfall, sowie im Alpha- und Beta-band ein geringfügiges Absinken.

f) Untersuchung der Kohärenzspektren

Abb.20 zeigt in graphischer Darstellung eine Gegenüberstellung der sich in verschiedenen Hirnregionen bei kranken und gesunden Kindern der Altersgruppen 1,5a und 2a ergebenden mittleren maximalen Kohärenz (KH)-Werte.

Betrachten wir zunächst die KH-Beziehungen in der Gruppe der Z w e i j ä h r i g e n gesunden und kranken Kinder.

Die mittleren maximalen KH-Werte der gesun-

den Probanden in den einzelnen Spektralbereichen sind dabei in weißen Säulen , die der kranken in grauen Säulen dargestellt.

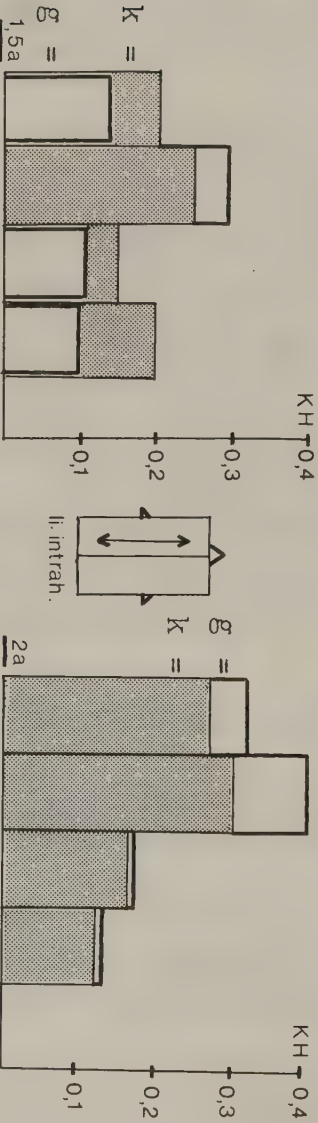
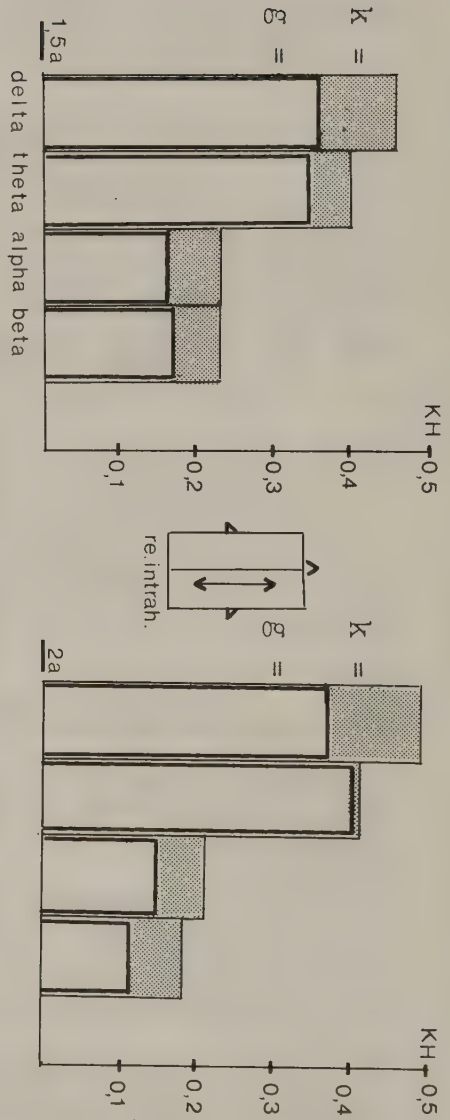
Die KH-Bestimmung für die K a n ä l e 2 - 4 (KH re. intrahemisphär) ergibt für die gesunde Gruppe im Delta- und Thetabereich eine maximale mittlere KH von 0,37 bzw. 0,40, für die kranke Gruppe von 0,49 und 0,41.

Die Gipfel: Delta krank 0,49 und Theta gesund 0,41 stellen gleichzeitig die maximalen KH-Gipfel rechts intrahemisphär dar.

Die mittlere maximale KH im Alpha- und Beta-band liegt wesentlich niedriger: Bei der gesunden Gruppe um 0,15 und bei der kranken um 0,20.

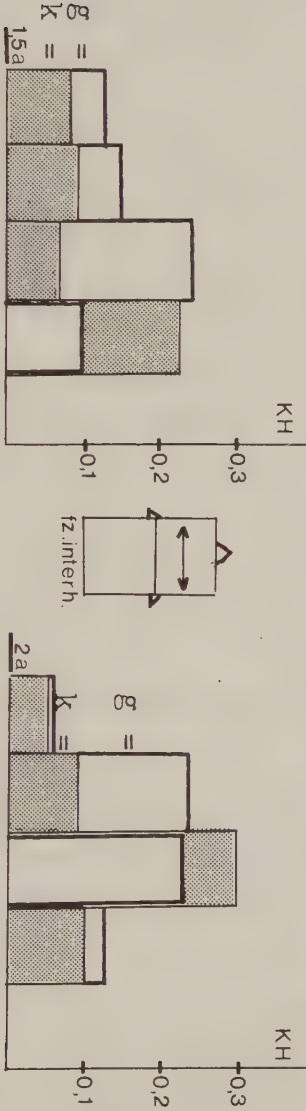
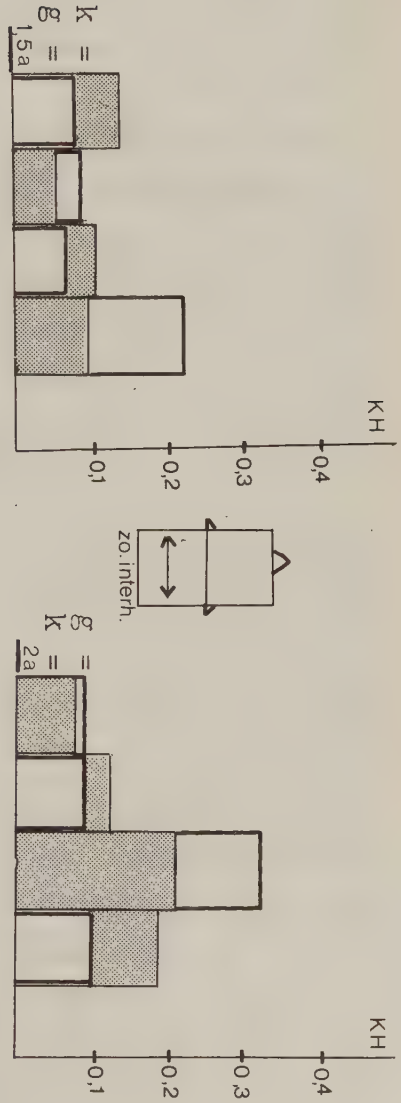
Die graphische Darstellung macht diese Überlegenheit der KH bei der kranken Gruppe in allen Spektralbereichen der Beziehung 2 - 4 deutlich.

In den K a n ä l e n 3 - 5 (li. intrahemisphär) zeigt sich eine umgekehrte Beziehung zwischen den beiden Gruppen. Hier liegen die KH-Gipfel der gesunden Kinder in allen Frequenzbereichen geringfügig über denen der kranken Gruppe mit maximalen Gipfeln in beiden Fällen im Thetaband (G: 0,40; K: 0,30).



Legende: siehe Abb.14; KH = Kohärenz

Abb.20a: Entwicklung der KH im Analysezeitraum für die intrahemisphärischen Beziehungen (K_2/K_4).



Legende: siehe Abb. 14 und 20a

Abb. 20b: Entwicklung der KH im Analysezeitraum für die interhemisphärischen Beziehungen (k_3/k_5).

Im Deltaband bewegen sich die KH bei Werten um 0,30, im Alpha- und Betaband wesentlich niedriger zwischen 0,10 und 0,20.

Fronto-zentrale und zentro-occipitale KH interhemisphär liefern folgende Werte:

Für die K a n ä l e 2 - 3 (fz interhemisphär) übersteigen die KH-Werte im Deltaband nur geringfügig 0,05.

Während die kranke Gruppe im Thetaband ihren maximalen Gipfel von 0,23 erreicht (G: nur 0,09), liegt dieser für die gesunde Gruppe mit 0,30 im Alphaband (K: hier 0,21).

Im Betaband fallen die KH auf Werte um 0,10 mit geringer Überlegenheit der kranken Gruppe.

Ähnlich stellen sich die Verhältnisse in den K a n ä l e n 4 - 5 (zo interhemisphär) dar: Auch hier ergeben sich minimale KH für beide Gruppen. Im Delta- und Thetaband liegen sie bei den Werten 0,07/ 0,09 bzw. 0,09/ 0,12. Im Alphaband wie vorher ein auffälliger KH-Gipfel mit Werten von K: 0,21 und G: 0,32. Im immer noch relativ deutlich repräsentierten Betaband sinken die mittleren max. KH-Werte auf K: 0,19 und G: 0,10. Eine klare KH-Überlegenheit einer Gruppe über die andere läßt

sich wie schon vorher nicht genau festlegen.

Betrachten wir jetzt die KH-Verteilung entlang der Spektralbänder bei kranken und gesunden 1,5- J ä h r i g e n in den verschiedenen Hirnregionen:

In den K a n ä l e n 2 - 4 zeigen sich im Delta- und Thetabereich ähnlich wie bei den Zweijährigen relativ hohe Gipfel um 0,4 mit maximalem Gipfel der Kranken im Deltaband bei 0,46 (G: 0,36) und der Gesunden im Theta-band bei 0,40 (K: 0,34).

Auch hier wieder ein Abfallen der Alpha- und Beta-KH mit mittleren max. KH-Werten für die Gesunden in beiden Fällen von 0,23, für die Kranken nur mit 0,16 (Alpha) bzw. 0,19 (Beta).

Im Gegensatz zu den Zweijährigen läßt sich also nur im Delta-Bereich eine Überlegenheit der mittleren max. KH bei der Gruppe der kranken Probanden über die gesunden feststellen.

In den K a n ä l e n 3 - 5 besitzen beide Gruppen ihre absoluten Gipfel wieder im Theta-Bereich (G: 0,29/ K: 0,25).

Die Werte im Deltaband (G: 0,14/ K: 0,20) liegen deutlich unter denen der Zweijährigen.

Gleiches gilt, wenn auch weniger ausgeprägt, für das Alphaband (G: 0,11/ K: 0,15).

Im Betaband fällt bei der kranken Gruppe ein Gipfel von 0,20 (G: 0,10) auf.

Die K a n ä l e 4 - 5 besitzen im Deltaband den höchsten KH-Wert für die kranke Gruppe mit 0,14, für die gesunde mit 0,23 im Betaband. Alle übrigen Werte beider Gruppen liegen bei ca. 0,1.

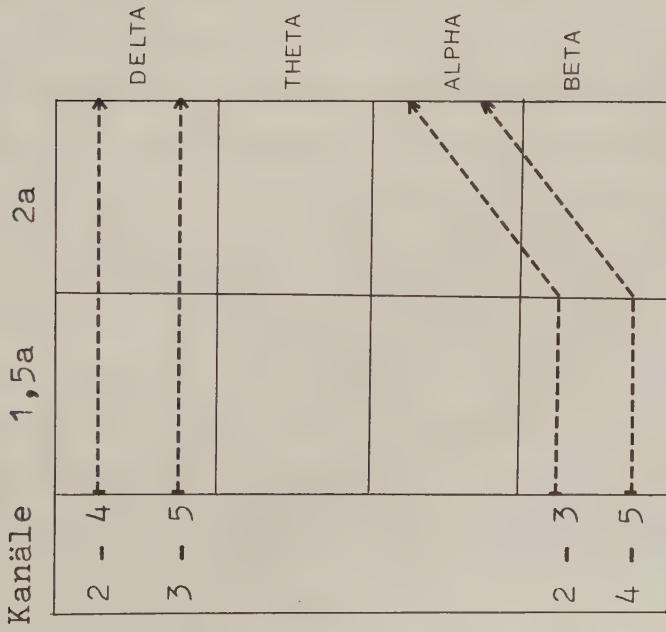
Der deutliche Alpha-Gipfel der Zweijährigen ist nicht nachzuweisen.

Die K a n ä l e 2 - 3 bringen in Übereinstimmung mit den Zweijährigen diesen Alpha-Gipfel mit 0,25 (G: nur 0,07) für die Kranken ; der absolut höchste KH-Wert der Gesunden liegt im Beta-Bereich und beträgt 0,23 (K: hier nur 0,10).

Im Delta- und Thetaband überwiegt die KH der kranken Gruppe mit Werten über 0,1 knapp die KH der gesunden mit Werten geringfügig unter 0,1.

In Abb.21 ist noch einmal der höchste, in den jeweiligen Regionen erreichte Gipfel der mittleren max. KH mit dem ihm zugeordneten Frequenzband für kranke und gesunde Kinder von 1,5a und 2a dargestellt.

gesund:



krank:

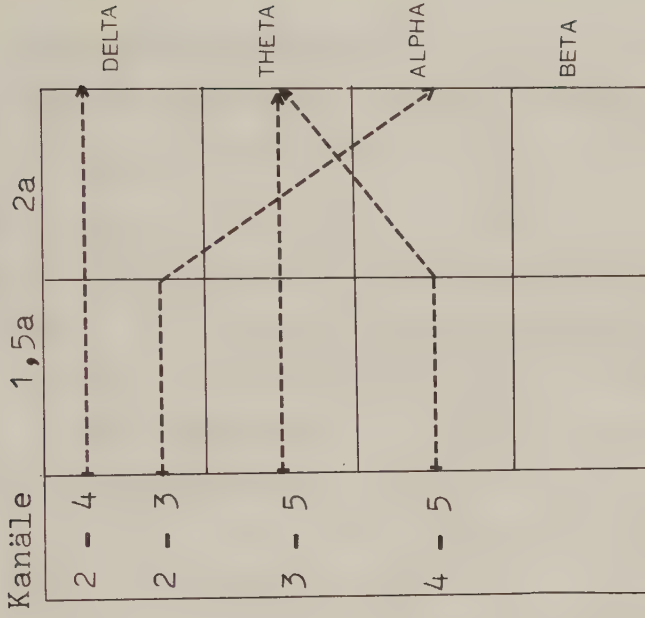


Abb.21: Frequenzentwicklung der max. KH-Gipfel im Analysezeitraum

a = Jahre

Sie ermöglicht einen Überblick sowie eine einfache Beurteilung der Entwicklung wichtiger KH-Gipfel im Analysezeitraum.

Dabei liegen bei den gesunden Zweijährigen die höchsten KH-Gipfel eindeutig rechts und links intrahemisphär mit Werten von 0,40 sowohl in 2 - 4 als auch in 3 - 5. Beide Gipfel liegen hierbei im Theta-Bereich. Die interhemisphärischen KH-Beziehungen fallen dagegen mit Werten von 0,32 (2 - 3) und 0,30 (4 - 5) deutlich gegenüber den intrahemisphärischen ab. Dabei sind beide im Alphaband gelegen.

Betrachten wir die beiden intrahemisphärischen Ableitungen (2 - 4 / 3 - 5) bei den gesunden 1,5-Jährigen, so liegen auch hier die Gipfel im Theta-Bereich. Während jedoch der KH-Wert rechts intrahemisphär mit 0,40 den Wert der Zweijährigen erreicht, liegt sein Pendant links intrahemisphär mit 0,29 deutlich unter dem Zweijahreswert.

Die fz und zo interhemisphärischen Werte liegen mit identischen 0,23 im Beta-Bereich (2a: Alpha-Bereich) ebenso deutlich unter dem entsprechenden Wert der Zweijährigen.

Mit Einschränkung ähnliche Verhältnisse ergeben sich bei den kranken Kindern.

Auch hier sind die höchsten KH rechts und links intrahemisphär nachweisbar, auch hier erreicht der Wert der 1,5-Jährigen rechts annähernd den Gipfel der Zweijährigen rechts (0,46/0,49) und ebenso liegt der 1,5-Jahresgipfel links deutlich unter dem entsprechenden Zweijahresgipfel (0,25/0,30).

Handelt es sich jedoch bei den gesunden Kindern jeweils um Theta-Gipfel, finden wir rechts intrahemisphär (2 - 4) bei den Kranken die Gipfel im Delta-Bereich.

Die interhemisphärischen liegen wieder deutlich unter den intrahemisphärischen Werten, die der 1,5-Jährigen bei 4 - 5 deutlich unter dem der Zweijährigen; bei 2 - 3 sind sie annähernd gleich.

Betrachtet man die KH-Gipfel der Gesunden und Kranken insgesamt, so zeigen die Gesunden mit Ausnahme der Ableitungskombination 2 - 4 sowohl bei den 1,5-Jährigen als auch Zweijährigen deutlich höhere Werte. Auch zeigt sich bei den Kranken die Lage der Frequenzgipfel im Analysezeitraum bei weitem nicht so kontinuierlich wie bei der gesunden Gruppe.

Bringt man die mittlere maximale KH in Bezug zur absoluten Spannweite der KH-Werte in den beiden Altersgruppen der gesunden und kranken Kinder, so ergibt sich neben einer besseren Einschätzung abnormer oder pathologischer Werte ein besserer Überblick über die Streuungsverhältnisse der KH in den beiden Vergleichsgruppen.

Hier wie bei der Bestimmung der Varianz als getreuem Streuungsmaß der KH-Werte und ihrer Darstellung als Quotient V_g/V_k wird die wesentlich größere Streuung der KH-Werte bei den kranken Kindern besonders deutlich (Siehe dazu Übersicht: Statistische KH-Wert-Betrachtungen).

g) Phasen- und Kreuzspektren

Auf eine genaue Darstellung der Ergebnisse aus Phasen- und Kreuzspektren wurde verzichtet, da sie in dieser Arbeit nur als Nebenergebnisse bei der KH-Bestimmung anfallen. Allgemein läßt sich jedoch sagen, daß die *P h a s e n v e r s c h i e b u n g* der hohen KH-Gipfel rechts und links intrahemisphär gering, die der geringen interhemisphärischen Werte dagegen meist groß war (Siehe Tab.III).

Traten in diesen Ableitungen ungewöhnlich hohe KH-Gipfel auf, so waren sie mit geringen Phasenverschiebungen gekoppelt. Dies gilt für gesunde und kranke Probanden gleichermaßen.

Die K r e u z s p e k t r e n bestätigen allgemein beim Vorliegen eines hohen KH-Gipfels in einer Kanalbeziehung durch einen entsprechenden Frequenzgipfel in ihrem Spektrum den Einfluß eines gemeinsamen Generators auf beide Kanäle.

VII. Diskussion

Das Elektroenzephalogramm bietet gerade in Verbindung mit automatischen Analyseverfahren heute neue, in Zukunft vielleicht entscheidende Möglichkeiten für die Früherkennung sowie Therapie lokalisierter und diffuser zentralnervöser Störungen im Kindesalter.

Grundlage eines Einsatzes dieser diagnostischen und prognostischen Möglichkeiten im Routinebetrieb ist dabei jedoch ein ausreichendes Potential an reliablen Normwerten für die vielen anfallenden Parameter. Nur so lassen sich auch gering ausgeprägte Abweichungen eines Kurvenbildes vom "normalen" EEG eines gesunden, altersgemäß entwickelten und nicht medizierten Kindes differenzieren.

Besonders wenige EEG-Verlaufsstudien lieferten bisher Normalitätskriterien aus einer Untersuchung der bioelektrischen Entwicklung gesunder, wacher Säuglinge und Kleinkinder (HAGNE 1968).

Dies liegt wohl eher an technischen Schwierigkeiten (Bewegungsartefakte u.a.) bei

der Durchführung des Vorhabens bei un-sedierten, wachen Probanden dieser Altersgruppe, als an seiner Unergiebigkeit. Gerade im Zusammenhang mit diesen Ergebnissen nämlich lassen sich wohl wichtige Aufschlüsse über die Entwicklung zentralnervöser Funktionsstörungen geben, deren elektroenzephalographisches Korrelat von " Auffälligkeiten ohne pathologische Bedeutung " bis " sicher pathologisches EEG " reichen kann.

Thematik dieser Arbeit ist es, in Weiterführung und Ergänzung zweier Untersuchungen bei Neugeborenen und Säuglingen bis zum ersten Lebensjahr jetzt mittels 1,5- und zweijähriger gesunder, wacher Kinder die statistischen Normwerte für einige Parameter aus der automatischen Analyse der EEG-Hintergrundaktivität zu ermitteln; diese sollen in Beziehung gesetzt werden zu den Werten einer entsprechenden Vergleichsgruppe von Kindern mit wahrscheinlich krankhafter Affektion des Gehirns.

Daraus ergab sich als Fragestellung die einer Unterscheidbarkeit sowie prognostischen Einordnung der gesunden und kranken

Probanden ausschließlich anhand der Spektralanalyse der Hintergrundaktivität, die ja so signifikante Graphoelemente wie etwa SW-Komplexe außeracht läßt.

Lange Zeit war man bei der unquantitativen, subjektiven, visuellen Auswertung des EEG (" eye-balling ") ausschließlich auf die Erkennung dieser besonderen Graphoelemente und damit krasser pathologischer Veränderungen des Gehirns fixiert, was wenig zum Verständnis der zugrunde liegenden Erkrankungen beitrug (DOOSE 1976).

Einige wenige Zentren befaßten sich daneben mit der Entwicklung der kindlichen Hintergrundaktivität (DREYFUS-BRISAC 1964; PARMELEE et al. 1968; SCHULTE et al. 1969, 1971, 1972).

Es erwies sich dabei als besonders wichtig, wenn schon nicht eine polygraphische Ableitung zur Differenzierung der " states " nach PRECHTL, so doch eine möglichst genaue Unterscheidung dieser Verhaltenszustände der Probanden im Wachzustand und Schlaf vorzunehmen; die Grundaktivität wird nämlich oft weit mehr durch die unterschied-

lichen " states " als durch Anomalien des Gehirns beeinflusst (SCHULTE und BELL 1973).

Nicht frei von Schwierigkeiten gestaltet sich auch die Darstellung der aus der spektralanalytischen Untersuchung der Grundaktivität gewonnenen Information mit der Reduktion des enormen, vom Computer tabellarisch ausgedruckten numerischen Datenmaterials durch multivariante statistische Verfahren auf wenige aussagekräftige Parameter. Diese erst ermöglichen eine sinnvolle Interpretation der anfallenden Ergebnisse ohne Verlust oder Verfälschung.

In diesem Zusammenhang sei noch ein weiteres grundsätzliches Problem bei der Bearbeitung von Daten aus der automatischen Analyse von kindlichen EEGs angesprochen: das Phänomen der inter- und intraindividuellen Variabilität sowie der Normvarianten des EEGs bei Kindern.

Kann man bei prämaturen und reifen Neonaten noch von einer kontinuierlichen Entwicklung des EEGs mit annähernd normal verteilten Merkmalsausprägungen aus-

gehen, so trifft dies mit zunehmendem Alter des Kindes keineswegs mehr zu. Schon im Kleinkindesalter beginnt sich das EEG in teilweise nachgewiesenermaßen genetisch determinierte alternative Typen zu differenzieren, Varianten also, die nicht nur grenzwertige Spielarten der Norm darstellen.

Es sei hier nur erwähnt die abnorme Theta-Rhythmisierung des kindlichen EEGs mit ihrer Beziehung zu einer gesteigerten zerebralen Anfallsbereitschaft oder die Variante der occipitalen 3 - 4 / sec.- Rhythmisierung (DOOSE 1976; VOGEL 1972; DIEKER 1967).

Mit gewisser Zurückhaltung muß auch, im Gegensatz zum Erwachsenen, eine Einordnung der kindlichen Frequenzverteilung in die Kategorien des Delta- Theta- Alpha- und Betabandes beurteilt werden. Es ist hierbei eine maturationsabhängige und äußerst variable Frequenzzusammensetzung anzunehmen. Das Modell der physiologischen Frequenzbereiche ist keineswegs für alle Fragestellungen tauglich.

Auf technische Probleme, wie sie bei der Gewinnung und Verarbeitung von EEG-Daten auftreten, kann nur annähernd hingewiesen werden (Gleichheit der Verstärkung und des Frequenzganges der verwendeten EEG-Kanäle, Probleme der Qualitätskontrollen und Registrierung). Es wird hierzu auf die Arbeit von KÜNKELE (1972) hingewiesen.

In Anbetracht der vielfältigen Problematik, die sich beim Umgang mit EEG-Daten aus automatischen Analyseverfahren ergibt, verbunden mit den Schwierigkeiten bei der Auswahl der Probanden in Hinblick auf die Vergleichbarkeit der Kollektive, erscheint eine allzu optimistische Beurteilung der Möglichkeiten und Ergebnisse der automatischen Analyseverfahren bei ihrem jetzigen Stand zumindest für manche Bereiche fragwürdig. Von diesen Prämissen muß im Folgenden ausgegangen werden.

Bei der Auswertung der aus der Spektralanalyse der EEGs gewonnenen Ergebnisse sollen vor allem zwei Schwerpunkte gesetzt werden:

- 1) Der Versuch einer Bestimmung altersspezifischer, normativer Parameter aus den

Gruppen der 1,5- und zweijährigen gesunden Probanden (unter Berücksichtigung von Merkmalen wie: mittlere Gesamtintensität des Spektrums, mittlere prozentuale Intensitätsverteilung in den Frequenzbändern, TAM, Entwicklung der DF über den verschiedenen Hirnregionen der Probanden im Analysezeitraum) und ihr Vergleich mit den zwei Gruppen von Kindern mit zerebraler Affektion.

2) Eine Untersuchung der KH-Beziehungen

zwischen den Hirnregionen (inter-intra-hemisphär) der einzelnen Probandengruppen unter Berücksichtigung der zugrunde liegenden Phasenbeziehungen mit der Möglichkeit einer Aussage über eventuelle übergeordnete Generatoren physiologischer bzw. pathologischer Natur.

Ad 1): Nach DOOSE (1976) scheint Zurückhaltung bei der Anwendung gemittelter Größen wie z.B. der Gesamtintensität auf EEGs von Kindern jenseits des Säuglingsalters angebracht.

Unserer Meinung nach bietet jedoch die Intensität I sowie die von ihr abgeleiteten Größen mit ihrer Beziehung zu den maximalen Amplituden eines EEGs und deren Häufigkeit

eingedenk aller Vorbehalte gerade als standardisierte Vergleichsgröße für die Analyse von EEG-Spektren auch im Kindesalter viele Vorteile.

Unsere Untersuchung erbrachte einen deutlichen Anstieg der mittleren Gesamtintensität (log. Darstellung) aller Kanäle bei allen Probandengruppen im Zeitraum von 1,5 bis zwei Jahre, ein Phänomen, das sich wahrscheinlich in einer altersabhängigen Zunahme der Amplitude der Thetawellen mit ihrer vermehrten Häufung in diesem Zeitraum erklärt.

Eine occipital betonte Intensitätszunahme mit Überwiegen über frontale Werte, wie sie in Voruntersuchungen teilweise beobachtet wurde, bestätigte sich nicht. Ebenso wenig ergab sich ein Unterschied zwischen rechter und linker Hemisphäre (KRAUS-OVERSOHL 1977). Auffällig war vielmehr ein Intensitätsgipfel bei der zerebral geschädigten Gruppe zweijähriger Kinder von sowohl occipital als auch frontal doppelter Höhe der gesunden Gruppe bei etwa gleichen Ausgangswerten mit 1,5 Jahren. Diese Intensitätsgipfel sind Ausdruck einer gesteigerten bioelektrischen Aktivität bei den kranken Zweijährigen.

Eine globale Einteilung der Frequenzentwicklung des menschlichen EEGs läßt sich nach GARSCHKE in vier Entwicklungsperioden vornehmen (Abb.22).

Für uns interessant sind dabei die sog.Delta- und die sich anschließende Thetaperiode mit ihrem zeitlichen Übergang bei 1,5 a.

Prinzipiell darf heute der Frequenzwandel im kindlichen EEG und die mit dem Alter zunehmende Beschleunigung der dominierenden, vor allem occipitalen Aktivitäten als ein gesichertes Entwicklungskriterium des ZNS gelten (HAGNE 1972).

Dominieren bei gesunden Kindern in den ersten Wochen und Monaten polymorphe niedrige Delta- wellen (0 - 2,5/sec.) mit beigemischten schnelleren Elementen (Delta und Theta) und einer Zunahme der Hintergrundaktivität auf 2 - 3,5/sec. mit drei Monaten, so gewinnt die Theta- aktivität zum erstenmal mit sechs Monaten an Ausprägung. Mit fünf bis sieben Monaten wird dann erstmals ein 6 - 7/sec.-Rhythmus deutlich (SAMSON - DOLLFUS et al. 1964).

Dieser Zunahme schnellerer Aktivitäten mit fortschreitendem Alter läuft nach PETERSEN und MATOUSEK eine fast lineare Abnahme der Deltaaktivität in den temporalen Ableitun-

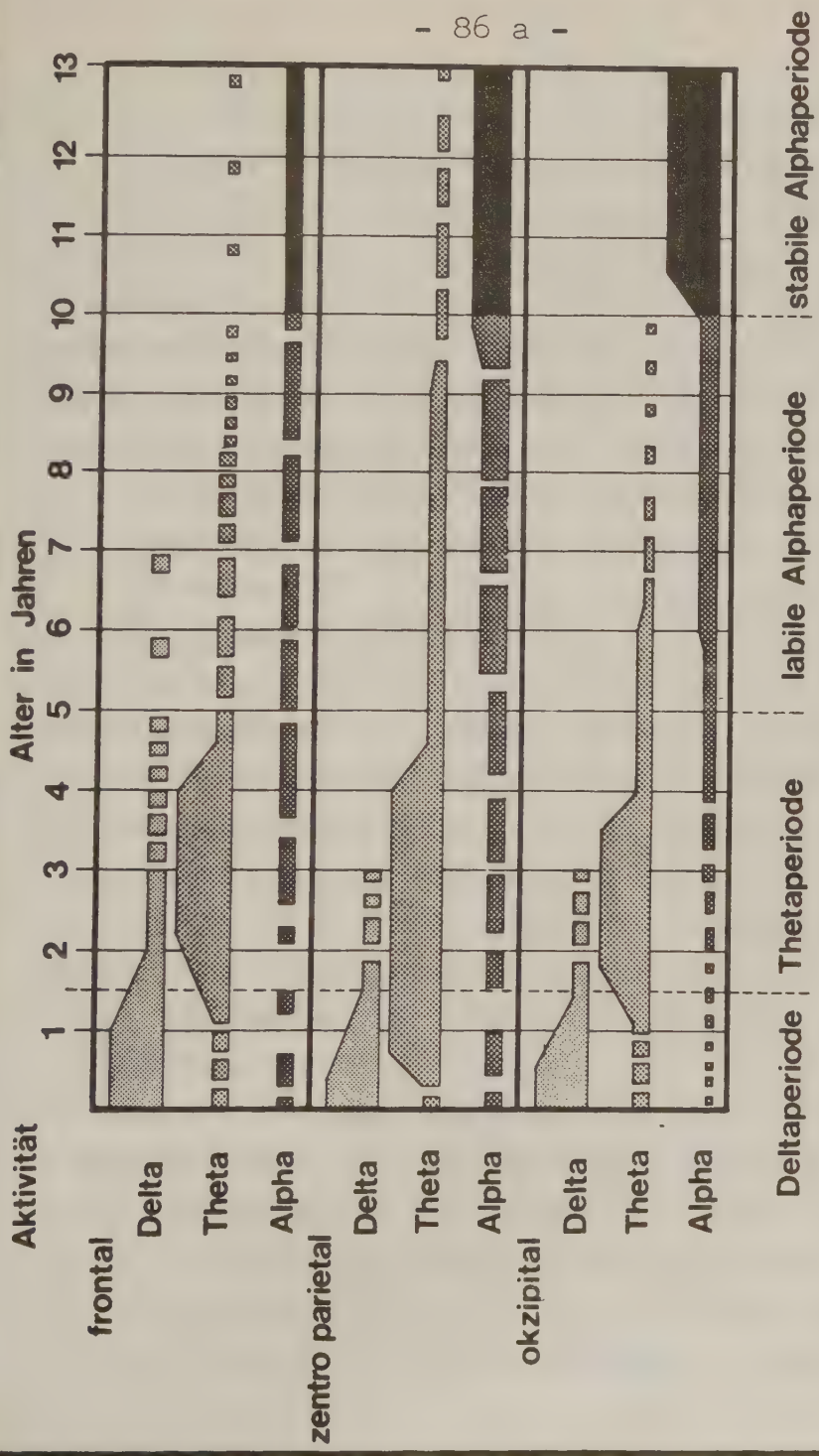


Abb.22: Die vier Entwicklungsperioden nach GARSCHÉ

gen parallel.

Theta- und Alphaaktivität treten mit unterschiedlichen Kulminationspunkten im fünften bzw. zehnten Lebensjahr auf, wobei bei älteren Probanden der Aktivitätsanteil im Alphaband zunimmt. Mit Hilfe der quantitativen Analyse geben PETERSEN und MATOUSEK in Abweichung zum Diagramm nach GARSCHKE die Übergangspunkte zwischen der Delta-Theta- und Alphadominanz ungefähr bei drei, sieben und 13 Jahren an.

In Analogie zu diesen Befunden erwies sich auch bei der von uns durchgeführten Untersuchung der mittleren prozentualen Intensitätsverteilung in den Frequenzbändern der Delta-bereich sowohl f_z als auch z_o bei Gesunden und Kranken als dominierend im Analysezeitraum von 1,5a bis 2a.

Hin zum zweiten Lebensjahr zeigte sich jedoch ein deutlicher Abfall des Delta-Intensitätsanteils. Dies zeigte sich besonders in den zentro-occipitalen Ableitungen.

Diesem Delta-Intensitätsabfall parallel geht eine Zunahme des mittleren prozentualen Intensitätsanteiles im Thetaband, wieder mit deutlicher zentro-occipitaler Betonung in den beiden Gruppen der gesunden und kranken Kinder.

Es handelt sich hierbei um ein auch als " occipitale Beschleunigung " bezeichnetes Phänomen, das durch einen im Vergleich zu den vorderen und insbesondere zentralen Hirnregionen parieto-occipital früher einsetzenden zerebralen Reifungsprozeß bedingt ist.

Diese Verschiebungen bestätigen einen Übergang der bis dahin absoluten Deltadominanz mit einer zunehmenden Bedeutung des Thetabandes im Zeitraum von 1,5 a bis 2 a (Thetaperiode nach GARSCHKE) hin zu einem Intensitätsgipfel um das dritte Lebensjahr.

Noch deutlicher werden diese Befunde, wenn man statt der Darstellung der absoluten die der relativen prozentualen Intensitätsverteilung wählt. Es werden hierbei die Befunde einer occipital betonten Abnahme der Delta-Intensität und einer gleichgearteten Intensitätszunahme im Thetaband bei beiden Gruppen nachdrücklich bestätigt (Vgl. PETERSEN und MATOUSEK 1972).

Im Alphaband zeigt sich eine divergierende Intensitätsentwicklung bei den Gruppen der gesunden und kranken Probanden.

Während bei der gesunden Gruppe auch hier eine occipital betonte Zunahme zu verzeichnen ist, fehlt diese bei der kranken Gruppe sowohl fz

als auch zo; es kommt sogar zu einem geringen Abfall.

Bei einer Betrachtung der Effektivwerte der Intensitätsverteilung auf die einzelnen Frequenzbänder bei den Zweijährigen zeigt sich für die gesunde Gruppe in Annäherung an das Modell der Gaußschen Normalenverteilung eine enge Gruppierung um den Medianwert.

Eine derartige Normalität läßt die kranke Gruppe nicht erkennen. Sie zeigt vielmehr verstreute Verteilungsgipfel, die sich auffällig im Bereich hoher bzw. niederer Intensitätswerte konzentrieren.

Diese Befunde werden bei der optischen EEG-Auswertung mit den Begriffen eines nieder- bzw. hochgespannten EEGs charakterisiert, bei- des Befunde jenseits der Normalität.

Über die graphische Darstellung hinaus bestätigen die statistischen Variabilitätsmaße der Spannweite (grob) und der Varianz die diskrepante Intensitätsverteilung in allen Frequenzbändern bei gesunden und kranken Probanden.

Die Verwendung der Verhältniszahl des TAM-Wertes (mit und ohne Korrekturfaktoren) als Parameter bei der EEG-Datenreduktion unter-

liegt umstrittenen Beurteilungen. PECHSTEIN (1970) z.B. würdigte den TAM-Wert als brauchbare Maßzahl für die occipitale Dominanz im Wach-EEG sowie seine Konstanz bei verschiedenen Vigilanzstadien.

MATOUSEK (1968,1972) konstatierte seine besonders hohe Korrelation zum Alter.

In unserer Untersuchung scheint der TAM-Wert brauchbar als komplexer Parameter, der den für die im Analysezeitraum wichtigen Komponenten der Frequenzentwicklung (Theta- und Alphaentwicklung) Rechnung trägt.

Der TAM-Wert steigt dabei mit einer Zunahme des Thetawertes bzw. einer Abnahme des Alpha-wertes und vice-versa.

Für die gesunde Gruppe ergibt sich daraus im Analysezeitraum fz ein Anstieg des Quotienten durch den überwiegenden absoluten Anstieg des Theta-Intensitätsanteiles. Zo bewirkt der stärkere Alphaanstieg ein Abfallen des TAM-Wertes. Bei der kranken Gruppe resultiert aus dem Intensitätsanstieg des Theta-Anteiles verbunden mit dem geringen Alphaabfall ein stärkeres Ansteigen des Quotienten sowohl fz als auch zo.

Nach KÜNKEL (1972) gestattet die dominante Frequenz (DF) neben anderen Parametern (Ausprägung, Variabilität) eine Aussage über die altersgemäße Entwicklung des ZNS.

Vor ihm befassten sich schon PECHSTEIN (1970) und v.a. HAGNE (1968) mit der altersabhängigen Entwicklung der DF.

Beide beschrieben übereinstimmend eine Wanderung der DF von niederen zu höheren Frequenzbereichen mit zunehmendem Alter der Probanden.

HAGNE wies z.B. auf die Entwicklung einer dominierenden niedrigen Thetafrequenz ab dem vierten Lebensmonat hin, die mit steigendem Alter zunimmt. Dabei zeigte die Zentralregion eine größere DF als die parieto-occipitalen und temporalen Regionen. Sein besonderes Interesse galt der Untersuchung von Frequenzspitzen, deren Höhe und Frequenzbereich.

Alle diese Merkmale nahmen allgemein mit dem Lebensalter zu, jedoch mit großer inter- und intraindividuellder Variabilität bis hin zu einer Abnahme der DF mit zunehmendem Alter.

Bei unserer Untersuchung der DF wurde außer auf ihre Entwicklung im Analysezeitraum (mit der durch dessen Kürze bedingten begrenzten

Aussagekraft) besonderes Augenmerk auf die Verteilung der Frequenzspitzen über den verschiedenen Hirnregionen sowie der aus der Gegenüberstellung der gesunden und kranken Gruppen evt. sich ergebenden Diskrepanzen gelegt.

Eine Untersuchung der DF bei unseren Probanden im Analysezeitraum bestätigte erneut die erwähnte, allgemein anerkannte Verschiebung der DF hin zu höheren Werten mit zunehmenden Alter.

Die gesunde Gruppe zeigte, mit Ausnahme des Beta-Bereiches in allen anderen Wellenbereichen (Delta- Theta- und Alfaband) sowohl fz als auch zo ein mäßiges, jedoch deutliches Ansteigen der DF mit merklicher occipitaler Betonung.

Nur im Beta-Bereich kam es zu einem Abfall der DF.

Einen derart regelmäßigen Frequenzwandel wies die kranke Gruppe nicht auf. Zu einem Ansteigen der DF kam es sowohl fz als auch zo nur im Deltaband. Alle anderen Frequenzbänder mußten im Analysezeitraum unterschiedlich ausgeprägte Verluste der DF hinnehmen, wobei diese Veränderungen zo sehr viel diskreter ausfielen.

Frequenzspitzen zeigten sich bei den 1,5- und Zweijährigen in allen Wellenbändern mit teilweise beachtlichen Gipfeln auch bei den schnelleren Frequenzen; gesunde und kranke Probanden unterschieden sich dabei in den dominanten Frequenzwerten nicht wesentlich: Die Peaks im Delta-Bereich lagen bei beiden Gruppen über allen Hirnregionen bei Werten kleiner 1 Hz, die im Theta-Bereich bei 4 bis 5 Hz. Alpha-Gipfel zeigten Werte um 8 Hz; über das Betaband waren multiple Peaks verteilt mit Spitzenwerten zwischen 14 und 16 Hz.

Zu der für die Beschreibung der DF gewählten Darstellungsweise ist zu bemerken, daß die Verwendung von über Probandengruppen gemittelten Werten oder die Zusammenfassung von Hirnregionen zu einem fronto-zentralen bzw. zentro-occipitalen Block zwar brauchbare, gewissermaßen standardisierte Vergleichswerte liefert, der augenfällige Einzelfall dabei jedoch verwischt wird.

Eine Revision einzelnen Befunde kranker Zweijähriger nach diesem Gesichtspunkt erbrachte in mindestens drei Fällen sehrwohl eine signifikante Diskrepanz der DF-Werte einzelner Hirnregionen, zumal bei Verglei-

chen mit den von uns erstellten " Referenz-
tabellen " der gesunden Zweijährigen.

Zwei der kranken Kinder zeigten dabei z.B.
fronto-zentral re. bzw. li. vergleichsweise
extrem überhöhte DF-Werte, die auf eine noch
ungeklärte Veranlassung in diesem Bereich
hinweisen könnten.

Ad 2): Das Studium des Kohärenzverhaltens

kann für die Untersuchung der für das
Oberflächen-EEG verantwortlichen Generatoren
interessante neue Aspekte liefern. Meist geht
man dabei zum besseren Verständnis der intra-
cerebralen EEG-Ausbreitung und der sie bedin-
genden Generator-Mechanismen vom Wellencharak-
ter des EEG aus und bedient sich dabei so be-
kannter Assoziationen wie der vom Wellen in
einer elastischen Membran oder solcher an ei-
ner Wasseroberfläche.

VOS et al. (1973) bezweifeln jedoch die
Nützlichkeit derartiger Hilfsvorstellungen.
Alle physikalischen Wellenphänomene entstam-
men nämlich einer bestimmten, lokalisierten
Quelle, der zugrundeliegende Mechanismus be-
steht in einem Austausch zweier Energieformen,
nämlich potentieller und kinetischer bzw.
elektrischer und magnetischer Energie.

Eine kortikale " Quelle " wandernder EEG-Wellen läßt sich jedoch nicht bestimmen. Eine solche EEG-Welle entspricht, wenn sie überhaupt existiert, am ehesten der Passage eines Feldes von Teilaktivitäten unter der Elektrodenanordnung .

Es gibt bisher keinen Weg, eine bevorzugte Ausbreitungsrichtung im Kortex nachzuweisen. Die über einem Punkt abgeleitete Aktivität stammt daher, bedingt durch die Isotropie der Materie, wohl mit größerer Wahrscheinlichkeit aus allen die Ableitpunkte umgebenden Strukturen, als nur aus einer hypothetischen speziellen Richtung.

Der Thalamus z.B. projiziert direkt oder indirekt auf viele Areale des Kortex; kommt es dabei zu einer Zeitverschiebung (Phasenverschiebung) zwischen frontalen und mehr posterioren Gebieten, kann der Anschein entstehen, als würde eine Welle von posterior nach frontal wandern, obwohl der Ausbreitungsmechanismus ein ganz anderer ist.

Das Beispiel macht deutlich, mit wieviel Zurückhaltung die Interpretation: gemeinsamer Generator bei zwei ähnlichen EEG-Signalen über verschiedenen Hirnregionen zu beurteilen ist.

Noch schwieriger und unsicherer gestaltet sich die Zuordnung dieser Generatoren zu anatomischen Strukturen des Gehirns, wenn man von der üblichen Elektrodenplatzierung an der Schädeloberfläche ausgeht (HELLSTRÖM 1972).

Trotz dieser Vorbehalte kommt die Überlegenheit der automatischen Analyseverfahren besonders in den KH-Untersuchungen zum Ausdruck. Mögliche altersspezifische bioelektrische Hirnreifungsmerkmale wie etwa die relativ hohe KH des Neugeborenen-EEGs können auf diese Weise erfaßt und quantifiziert werden (HEYER und SCHULTE).

Daneben ist die KH-Funktion das Mittel der Wahl zur Differenzierung zweier Signale ähnlicher Frequenz, die aber aus unterschiedlichen Gehirnarealen stammen. Es sei nur an die problematische Unterscheidung zwischen Alpha- und My-Rhythmus erinnert.

Die KH-Funktion beschreibt dabei charakteristischerweise den Grad der linearen Beziehung von zwei Signalen. Damit wird wieder das Problem des gemeinsamen Generators angesprochen: Entstammen die zwei Signale einer gemeinsamen Quelle, so weisen sie hohe KH-Werte auf, die im Optimalfall der linearen

Transformation +1 erreichen. Neben hohen KH-Werten, die nach VOS et al. bei Annahme eines gemeinsamen Ursprunges zwischen linken und rechten homologen Regionen oft sehr viel höher ausfallen, als zwischen benachbarten Gebieten innerhalb einer Hemisphäre, spricht eine geringe Phasendifferenz der beiden Signale für die Interpretation eines gemeinsamen Generators.

Eine große Phasendifferenz spricht danach entweder gegen einen gemeinsamen Ursprung der Signale, oder läßt sich aus einer Zeitverschiebung bei Wanderung ein und desselben Signals unter der Elektrodenanordnung erklären. Im oben genannten Beispiel gelang eine Differenzierung der beiden Rhythmen durch unterschiedlichen Ausfall der KH-Funktionen bei motorischer Aktivität.

Andere Autoren (STORM van LEEUWN et al.) vermissen beim My-Rhythmus die für den Alpha-Rhythmus typische ausgeprägte bilaterale KH. Diese Konstanz der bilateralen interhemisphärischen Alpha-KH steht im Einklang mit vorangegangenen Beobachtungen, wie sie mit Hilfe verschiedener automatischer Analyseverfahren z.B. von STORM van LEEUWN et al. 1964 gemacht wurden.

Ein Einsatz bzw. eine Austestung der Möglichkeiten der KH-Funktion im Zusammenhang mit der automatischen Analyse von EEG-Daten wird immer noch sehr punktuell durchgeführt. Orientierende Aspekte lieferten dabei z.B. die Arbeit von HEYER und SCHULTE 1972, mit ihrer KH-Untersuchung des ruhigen und aktiven Schlafes bei Kindern von wenigen Tagen bis zu drei Jahren oder die Langzeitableitungen, die DUMERMUTH 1971 bei schlafenden Säuglingen unter Berücksichtigung der interhemisphärischen KH-Beziehungen durchführte. Aus den sich für die Spindelfrequenzen von 13 - 16 Hz ergebenden signifikanten KH-Werten schloß er auf eine Steuerung der Spindelaktivität über beiden Hemisphären durch einen gemeinsamen Schrittmacher. Auch PRECHTL und VOS 1973 befaßten sich mit sequenziellen Computeranalysen des EEGs von schlafenden Säuglingen. Sie fanden beim gesunden Neugeborenen von den Schlafphasen gesetzmäßig abhängige Veränderungen der Varianzspektren und der KH. Dieses Verhalten der links-rechts-KH war gestört bei Kindern mit perinatalen Komplikationen sowie diversen zentralnervösen Störungen. Die interhemisphärische KH bzw. die für die

bilaterale Synchronie verantwortlichen Funktionseinheiten sind damit empfindliche Indikatoren für den Nachweis zerebraler Funktionsstörungen.

Interessante Überlegungen zur Theorie übergeordneter EEG-Generatoren stellten TAISTRA et al. 1975 an, die nachweisen konnten, daß die abnorme bilaterale Theta-Rhythmisierung als Symptom einer funktionellen Anomalie auf die Existenz von abnorm-synchronen, monofrequenten Generatoren zurückgeht.

Ähnliche Aussagen machen in ihren Arbeiten SAIER und REGIS 1972, oder SCHULTE und BELL 1973.

Ein Überblick über die bei unserer Untersuchung sich ergebenden KH-Beziehungen innerhalb und zwischen den Hemisphären bei gesunden und anfallskranken wachen Probanden bestätigt erneut den schon 1973 von SCHULTE und BELL für normale Kinder im Schlafzustand erhobenen Befund von vergleichsweise niedrigen interhemisphärischen KH-Werten. Diese Aussage gilt bei uns in beiden Alterskategorien (1,5a - 2a) sowohl für die gesunde als auch für die kranke Gruppe. Die KH nimmt

dabei in allen Wellenbereichen im allgemeinen kaum Werte größer 0,1 an.

Hiervon auffallend abgehoben zeigen sich dagegen die interhemisphärischen Alpha-KH bei den Zwei-Jährigen, die in der gesunden Gruppe Werte größer 0,3 (kranke Gruppe: 0,2) erreichen.

Die Gruppe der 1,5-Jährigen zeigt im Vergleich diese relativ hohen Alpha-Gipfel (noch ?) nicht: allein so weisen die kranken 1,5-Jährigen im Alphaband einen KH-Gipfel um 0,2 auf, alle übrigen Alpha-KH sind kleiner 0,1.

Es scheint sich hier im Analysezeitraum der Beginn einer Entwicklung abzuzeichnen, die mit zunehmendem Alter schließlich zum typischen, vielfach beschriebenen Befund einer hohen und beständigen interhemisphärischen KH im Alphaband führt.

Diese starke interhemisphärische KH beschreiben für einen occipital betonten 10 Hz-Alpha-Rhythmus z.B. SAIER und REGIS 1972 bei wachen, gesunden Kindern zwischen sieben und neun Jahren. Zu ähnlichen Wach-Ergebnissen kamen u.a. auch WALTER et al. 1966.

Die bei den kranken Gruppen noch auffallenden,

zo verstärkten interhemisphärischen Theta-KH mit Werten um 0,23 bei den Zweijährigen lassen an die vorher erwähnte, von TAISTRA beschriebene abnorme Theta-Rhythmisierung denken, die ein übergeordneter pathologischer Generator bedingt.

In diesem Zusammenhang sei noch einmal auf die Problematik von über Kollektiven gemittelten Befunden mit der durch deren Inhomogenität zwangsweise bedingten Verfälschung und Verschleierung von signifikanten Einzelergebnissen zu weniger deutlichen, schwer interpretierbaren Auffälligkeiten hingewiesen.

So betritt man wohl mit einer weitergehenden Deutung einzelner, im interhemisphärischen Überblick noch erkennbarer, gering erhöhter KH-Beziehungen leicht den Boden bloßer Spekulation.

Wachuntersuchungen des Korrelationsmaßes innerhalb der beiden Hemisphären lieferten bei verschiedenen Autoren sehr unterschiedliche Ergebnisse.

Bei SAIER et al. 1972 z.B. ließen sich bei einer Wach- und Schlafuntersuchung für den Wachzustand von gesunden Kindern bis zu

neun Jahren (unter besonderer Berücksichtigung des Alpha-Rhythmus) beidseits keine signifikanten KH in antero-posteriorer Richtung nachweisen.

Im Gegensatz dazu steht das Ergebnis einer ähnlich gearteten Studie von JOHNSON et al. 1971, die für die intrahemisphärischen Ableitungen nach dem ten-twenty-System $F_3 - C_3$ sowohl im Wachzustand als auch im REM-Schlaf maximale KH-Werte von 0,6 beschrieben, dabei jedoch eine klare Unterscheidung der Frequenzen oder Stadien nicht treffen konnten.

$C_3 - O_1$ lagen die KH-Werte beidseits nur bei 0,36, die Differenzierung zwischen den states gelang hier jedoch am besten.

Daten zur intrahemisphärischen KH-Entwicklung von Neugeborenen und Säuglingen liefern neben den Schlafuntersuchungen von PRECHTL 1973 (niedrige KH in beiden Schlafstadien bei gesunden Probanden) oder der Arbeit von HEYER und SCHULTE 1972, sowie anderen, die unserer Untersuchung vorausgegangenen Studien von SCHULZ und KRAUS-OVERSOHL 1977.

Dabei lag für die anfallskranken Neugeborenen die KH schon im ersten Lebensmonat li. intrahemisphär höher als die Werte zwischen den beiden Hemisphären, ohne mit zunehmendem

Alter jedoch einen Anstieg zu verzeichnen. Die KH re. intrahemisphär zeigt dagegen einen deutlichen Anstieg auf Werte um +1 (!) im sechsten Lebensmonat.

Eine Untersuchung der zerebral gesunden Vergleichsgruppe erbrachte dagegen einen Abfall des intrahemisphärischen Korrelationsmaßes beider Seiten.

Diese Entwicklung wird durch unsere gesunden Probandengruppen nicht bestätigt.

Die KH-Spitzen re. und li. intrahemisphär übertreffen dabei bei den 1,5-Jährigen und Zweijährigen deutlich die der interhemisphärischen Beziehungen. Sie liegen in der re. Hemisphäre im Analysezeitraum unverändert bei Spitzenwerten um 0,4.

Links erfolgt bei den Gesunden ein Anstieg von 0,3 auf 0,4. Diese KH-Peaks liegen sowohl in der rechten als auch in der linken Hemisphäre im Thetaband.

Die KH-Gipfel der kranken Kinder liegen dagegen für die rechte Hemisphäre im langsamere Deltaband mit Werten bei den 1,5-Jährigen von 0,46 mit einer Zunahme bei den Zweijährigen auf Werte um 0,5.

In der linken Hemisphäre liegen die KH-Gipfel bei den anfallskranken Kindern wie bei der

gesunden Gruppe im Thetabereich, jedoch mit deutlich niedrigeren Werten.

Subdominante KH-Gipfel liegen bei den Gesunden noch im Deltabereich mit Werten um 0,37 für die rechte Hemisphäre; links ergeben sich die Werte zu 0,14 (1,5 a) und 0,32 (2 a). Die intrahemisphärischen KH-Werte im Alpha- und Betaband bewegen sich im Gegensatz zu den interhemisphärischen Beziehungen für gesunde und kranke Probanden beider Altersklassen bei niedrigen Werten um 0,1 bzw. 0,2 mit geringen Schwankungen der Höhe und Überlegenheit einzelner Gruppen, die sich einer Interpretation entziehen.

Eine synoptische Betrachtung aller KH-Gipfel bei gesunden und kranken Probanden zeigt also im Analysezeitraum für die intrahemisphärischen Beziehungen rechts und links hohe KH v.a. im Thetaband, daneben auch im Deltaband, wobei die Werte der li. Hemisphäre deutlich unter denen der rechten liegen.

Inwieweit diese hohen intrahemisphärischen KH-Werte (vgl. JOHNSON) innerhalb der beiden in diesem Alter dominanten Wellenbereiche des Theta- und Deltabandes durch einen gemeinsamen Generator bedingt sind, ist in Anbetracht des weitgehend ungeklärten Ausbreitungsmecha-

nismus von EEG-Signalen schwer zu beurteilen.

Die unterschiedlichen Werte der rechten und linken Hemisphäre sind wohl Ausdruck einer unterschiedlichen funktionellen Organisation der beiden Hirnregionen.

In Übereinstimmung mit den von anderen Autoren erbrachten Ergebnissen zeigen sich bei den interhemisphärischen Beziehungen nur sehr niedrige KH-Werte. Dies gilt nicht für die sowohl fz als auch zo relativ hohen Alpha-KH-Werte der Zweijährigen, die auf einen zu diesem Zeitpunkt einsetzenden, interhemisphärisch synchronisierten Alpha-Rhythmus zunehmender Ausprägung hinweisen.

Der Versuch einer Differenzierung der gesunden und kranken Gruppen anhand einer unterschiedlichen KH-Entwicklung liefert nicht mehr die deutlichen Kriterien, wie sie sich bei SCHULZ und KRAUS-OVERSOHL noch für die Säuglings-KH ergaben.

Es zeigt sich eine zunehmende Angleichung der KH-Beziehungen der beiden Kollektive. Ob dies für eine mit zunehmendem Alter günstige Entwicklung und Prognose für Kinder mit Neugeborenenkrämpfen spricht, wie sie auch durch den neurologischen und psychischen

Habitus einiger als krank eingestufte Probanden bestätigt wurde, oder ob gerade die in der Altersentwicklung anwachsende Divergenz der anfänglichen Klassifizierungskriterien zu einer Verwischung der Kollektive führt, läßt sich mit Sicherheit nicht beurteilen.

Einige der kranken Kinder, die durch besondere neurologische und psychische Alterationen auffielen, wiesen nämlich auch in den KH-Beziehungen (intra-und interhemisphär) von den Befunden der entsprechenden gesunden Vergleichsgruppe abweichende überhöhte, seltener auch verminderte KH-Werte auf.

Auch bei der KH-Untersuchung kann also die Methode, wird sie auf den Einzelfall angewandt, neue Ergebnisse hinsichtlich Entwicklung und Prognose cerebraler Erkrankungen liefern.

Insgesamt gesehen weisen die gesunden Probanden sowohl bei den 1,5-Jährigen als auch bei den Zweijährigen mit Ausnahme der re. intra-hemisphärischen Ableitungskombination doch deutlich höhere Werte der KH-Gipfel auf, die wohl nicht mehr, wie in den Voruntersuchungen, als Ausdruck einer strukturellen Unreife, sondern vielmehr als dessen Gegenteil,

nämlich einer zunehmenden funktionellen Organisation zu werten sind.

Auch zeigt sich die Lage der Frequenzgipfel im Analysezeitraum bei den zerebral geschädigten Kindern nicht so kontinuierlich wie in der gesunden Gruppe. Es fällt dabei eine Häufung "langsamer Gipfel" auf, was über eine interindividuelle Variabilität hinaus als Zeichen leichter Abnormität gewertet werden kann.

Wie bei den vorangegangenen Frequenzuntersuchungen ermöglicht auch für die KH das statistische Maß der Spannweite verbunden mit einer Darstellung der Varianz eine bessere Einschätzung abnormer oder pathologischer Werte und macht die wesentlich breitere Steuerung der KH-Werte der kranken Gruppe noch deutlicher.

ÜBERSICHT: Statistische KH-Wert-Betrachtungen

A) Mittlere maximale KH und absolute KH-Spannweite

gesund: (2 - 4) (3 - 5) (2 - 3) (4 - 5)
 Delta: 0,1-0,37-0,5 / 0,12-0,32-0,48 / 0-0,1-0,2 / 0-0,05-0,12
 Theta: 0,15-0,4-0,6 / 0,12-0,4-0,42 / 0-0,02-0,3 / 0-0,02-0,25
 Alpha: 0,05-0,15-0,3 / 0-0,17-0,27 / 0-0,32-0,70 / 0,33-0,3-0,5
 Beta : 0,05-0,12-0,2 / 0,07-0,13-0,2 / 0,03-0,1-0,2 / 0,03-0,1-0,1

krank: (2 - 4) (3 - 5) (2 - 3) (4 - 5)
 Delta: 0,27-0,5-0,67 / 0,12-0,3-0,48 / 0-0,02-0,2 / 0-0,05-0,12
 Theta: 0,15-0,4-0,60 / 0-0,3-0,46 / 0-0,12-0,31 / 0-0,23-0,47
 Alpha: 0,07-0,21-0,32 / 0-0,16-0,32 / 0-0,21-0,54 / 0-0,21-0,47
 Beta : 0,02-0,18-0,3 / 0,05-0,13-0,31 / 0-0,16-0,47 / 0-0,19-0,2

Legende: (2 - 4 / 3 - 5 ...) = Kanalkombinationen (2 - 4 / ...
 0,1- -0,5 = absolute KH-Spannweite (hier: gesund,
 Delta, (2 - 4)
 -0,37- = mittlere maximale KH ebenda
 KH = Kohärenz(en)

B) Mittlere KH-Spannweite in Punkten (1 Punkt $\hat{=}$ KH-Änderung von 0,0

	(2-4)	(3-5)	(2-3)	(4-5)
gesund:	30,5	26,0	33,1	24,81
krank :	36,25	37,0	31,0	31,44

C) Varianz-Quotient V_g/V_k der KH

	(2-4)	(3-5)	(2-3)	(4-5)
$\frac{V_g}{V_k}$	$\frac{92}{113}$	$\frac{73}{197}$	$\frac{20}{13}$	$\frac{85}{93}$

Legende: V_g/V_k = Quotient der über die Frequenzbänder gemittelten Varianzen der Gesunden und Kranken in den einzelnen Kanalkombinationen

VIII. Zusammenfassung

Wir untersuchten die Entwicklung der EEG-Hintergrundaktivität mittels automatischer Spektralanalyse. EEG-Ableitungen, verbunden mit einer neurologischen Untersuchung, wurden bei w a c h e n 1,5- und Zweijährigen mit wahrscheinlich krankhafter Affektion des Gehirns sowie bei altersgleichen Kontrollgruppen gesunder Kinder durchgeführt. Zur Auswertung gelangte jeweils eine artefaktfreie EEG-Sequenz von drei Minuten Dauer und Vigilanzstadium 3 und 4 nach PRECHTL. Eine Untersuchung anhand der aus der Frequenzanalyse von EEGs gesunder Probanden gewonnenen altersspezifischen, normativen Parametern und ihr Vergleich mit den Daten der anfallskranken Kinder erbrachte folgende Befunde:

- Im Analysezeitraum ein deutlicher Anstieg der mittleren Gesamtintensität aller Kanäle für die beiden Gruppen der gesunden und kranken Kinder.

Mit ihrer Beziehung zu den maximalen Amplituden eines EEGs und deren Häufigkeit läßt sich das Ansteigen dieser abgeleiteten Größe mit der altersabhängigen Zunahme der Theta-

Wellenamplitude bei verstärktem Auftreten im untersuchten Zeitabschnitt erklären.

- Ein Intensitätsgipfel von doppelter Höhe der gesunden Vergleichsgruppe als Ausdruck einer gesteigerten bioelektrischen Aktivität bei der Gruppe der zerebral geschädigten Zweijährigen.
- Als Ergebnis des Frequenzwandels im kindlichen EEG eine Zunahme schnellerer Aktivitäten mit fortschreitendem Alter.

Parallel zu einer Abnahme des nach wie vor über allen Hirnregionen absolut dominanten Delta-Intensitätsanteiles kommt es zu einer entsprechenden Zunahme im Thetaband im Analysezeitraum mit deutlicher zentro-occipitaler Betonung bei beiden Gruppen: Phänomen der occipitalen Beschleunigung durch den parieto-occipital vergleichsweise früher einsetzenden zerebralen Reifungsprozeß.

Im Alphanband ergibt sich eine differente Intensitätsentwicklung im Gruppenvergleich: Die occipitale Beschleunigung zeigt hier nur die gesunde Gruppe.

Dieser Frequenzwandel findet seinen Ausdruck auch in einer entsprechenden Änderung des TAM-Wertes.

- Bei einer Betrachtung der Intensitätsver-

teilung auf die Frequenzbänder bei den Zweijährigen zeigt die gesunde Gruppe eine Annäherung an die GAUßsche Normalenverteilung, die kranke Gruppe dagegen weit gestreute Verteilungsgipfel mit auffälliger Konzentration in hohen bzw. niederen Intensitätsbereichen.

- Bei der gesunden Gruppe ein deutlicher Anstieg der DF mit ihrer Aussagekraft über eine altersgemäße ZNS-Entwicklung. Dieses occipital betonte Ansteigen fehlt nur im Beta-band.

In der Gruppe der kranken Probanden kein derartiger Anstieg. Mit Ausnahme des Deltabandes unterschiedliche Verluste der DF.

Frequenzspitzen zeigen sich für beide Gruppen im Analysezeitraum in allen Wellenbändern mit beachtlichen Peaks auch bei den schnellen Frequenzen.

Extrem überhöhte DF-Werte nur in zwei Fällen kranker Zweijähriger mit Lokalisation frontozentral rechts bzw. links.

Die Überprüfung der KH-Beziehungen bei den einzelnen Probandengruppen unter Berücksichtigung der zugrundeliegenden Phasenbeziehungen führte zu folgenden Feststellungen:

- Hohe KH-Werte für die i n t r a h e m i -
s p h ä r i s c h e n Beziehungen re. und

li. bei beiden Vergleichsgruppen mit Betonung der altersbedingt dominanten Theta-sowie Delta-Bereiche mit evt. Veranlassung durch einen gemeinsamen Generator. Die Werte der rechten Hemisphäre liegen dabei deutlich über denen der linken bei unterschiedlicher funktioneller Organisation dieser beiden Regionen.

- Bei den i n t e r h e m i s p h ä r i -
s c h e n Beziehungen nur sehr niedrige KH-Werte.

Ausgenommen davon nur relativ hohe Alpha-KH bei den Zweijährigen sowohl fronto-zentral als auch zentro-occipital als Ausdruck einer beginnenden, interhemisphärisch synchronisierten Alpha-Rhythmisierung.

- Allgemein eine Angleichung der KH-Beziehungen der gesunden und kranken Kollektive in der Altersentwicklung (Verwischen der Kollektive? Günstige Entwicklung der Krankheit?).

- In wenigen Fällen kranker Probanden intra- bzw. interhemisphärisch extrem überhöhte, selten auch verminderte KH-Werte.

- Insgesamt bei den Gesunden mit Ausnahme der intrahemisphärischen Beziehung re. doch deutlich höhere KH-Gipfel im Vergleich zu den Kranken als Ausdruck einer fortgeschrittenen funktionellen Organisation.

IX. Literaturverzeichnis

- Berger, H.: Über das Elektroencephalogramm des Menschen. Arch. Psychiatr. Nervenkr. 98: 231-254 (1932)
- Brazier, M.A.B. und J. Casby: Cross correlation studies of EEG potentiels. Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 4: 201-211 (1952)
- Brazier, M.A.B.: Electrical activity recorded simultaneously from the scalp and deep structures of the human brain. The Journal of Nervous and Mental Disease, Vol. 147, No.1 (1968)
- Cooper, R., J.W. Osselton, J.C. Shaw: Elektroenzephalographie Gustav Fischer Verlag, Stuttgart (1974)
- Doose, H.: EEG in der Neuropädiatrie. EEG-EMG 7: 55-62, (1976)
- Dummermuth, G.: Elektroencephalographie im Kindesalter. Stuttgart: Thieme (1965)

- Dummermuth, G.: Variance Spectra of Electroencephalograms in Twins
In: Clinical Electroencephalography of Children
Peter Kellaway and J. Petersén (Eds.)
Stockholm: Almquist & Wiksell (1968)
- Dummermuth, G. und H. Flühler: Some modern aspects in numerical spectrum analysis of multichannel electroencephalographic data.
Med. Biol. Eng. 3: 319-331 (1967)
- Dummermuth, G. und E. Keller: EEG Spectral Analysis by Means of Fast Fourier Transform
In: Automation of Clinical Electroencephalography
Peter Kellaway and Ingemar Petersén (Eds.)
New York: Raven Press (1973)
- Dreyfus-Brisac, C. und C. Blanc: Aspects Electroencephalographiques de la Maturation Cérébrale pendant la Première Année de la Vie.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. Supp. 6: 432-440 (1956)

- Dreyfus-Brisac, C.: The electroencephalogram of the premature infant and the full-term newborn.
In: P. Kellaway and I. Petersén, (Eds.), Neurologie and electroencephalographic correlative studies in infancy.
New York: Grune & Stratton: 186-207 (1964)
- Eeg-Olofsson, O. und I. Petersén: Die Entwicklung des Elektroencephalogramms im Kindesalter: Querschnittstudie und Bemerkungen zu einer Longitudinalstudie.
Z. EEG-EMG 3: 138-145 (1972)
- Ellingson, R.J.: Studies of Electrical Activity of the Developing Human Brain.
In: Himwich, W.A., H.E. Himwich (Eds.) The Developing Brain
Progress Brain Res. 9: 26-53 (1964)
- Etevenon, P., P. Péron-Magnan, B. Pidoux, P. Rioux, G. Verdeaux und P. Deniker: Analyse de Fourier, analyse statistique d'amplitude et quantification de l'EEG en temps réel.
Société d'EEG et de neurophysiologie clinique

de langue française,
séance des 2 et 3 déc.
(1975)

Flühler, H.:

Statistische Analyse von
Zufallsprozessen mit
spezieller Anwendung auf
das Elektroencephalo-
gramm.
Diss. 4001, ETH Zürich
(1967)

Hagne, I.:

Development of the Wa-
king EEG in Normal In-
fants during the First
Year of Life.
In: P. Kellaway und I.
Petersén (Eds.)
Clinical Electroencepha-
lography of Children.
Stockholm: Almquist und
Wiksell: pp. 323
(1968)

Hagne, I., J.
Person, R. Magnus-
son und I. Peter-
sén:

Spectral Analysis via
Fast Fourier Transform
of Waking EEG in Normal
Infants.
Kellaway und Petersén
(Eds.)
Automation of Clinical
EEG.
New York : Raven Press
(1972) reprint.

Hellström, B., B.
Karlsson und H.
Müssbichler:

Elektrodeplacement in
EEG of infants and its
anatomical relationship
studied radiographically.
Electroenceph. clin.
Neurophysiol. 15: 115-
117 (1972)

Henry, C.E.:

Electroencephalograms of
Normal Children.
Society for Research in
Child Development,
Washington W. No. 3
(1944)

Heyer, R.
und J.F. Schulte:

Frequenzanalyse des
Schlafelektroencephalo-
gramms von Säuglingen
und Kleinkindern.
EEG-EMG 3 : 25-30
(1972)

Kendall, M.G. und
A. Stuart:

The Advanced Theory of
Statistics, 3rd edition,
London (1969)

Kleiner, B., H.
Flühler, F.J.
Huber und G.
Dummermuth:

Spectrum Analysis of the
Electroencephalogram.
Comp. Progr. Biomed. 1
183 (1970)

Künkel, H.:

Simultane Vielkanal-on-
line EEG-Analyse in Echt-
zeit.
EEG-EMG 3: 30-38
(1972)

- Künkel, H.: Die Spektraldarstellung des EEG.
Z. EEG-EMG 3: 15-24
(1972)
- Kraus-Oversohl, B.: Frequenzanalytische Verlaufsuntersuchung des Elektroencephalogrammes bei Säuglingen im ersten Lebensjahr.
Diss. München (1977)
- Linsley, D.B.: Electrical Potentials of the Brain in Children and Adults.
Journal of General Psychology 19: 285-306
(1938)
- Lopes da Silva, F.H.,
Van Lierop, T.H.M.T.,
C.F. Schrijer und
W. Storm van Leeuwen: Organisation of thalamic and cortical alpha rhythms: Spectra and coherences.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 35: 627-639 (1973)
- Essential differences between alpha rhythms and barbiturate spindles: Spectra and thalamo-cortical coherences.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 35: 641-645 (1973)

Lubin, A., L.C.
Johnson, P. Naitoh,
C. Nute, B. Martin
und S. Viglione:

EEG spectral and coherence analysis during awake and sleep.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 31: 293-294 (1971)

Matousek, M.:

Frequency analysis in routine EEG.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 24: 365-373 (1968)

Matousek, M.,
H. Milos und
I. Petersén:

Frequency Analysis of the EEG in Normal Children and Adolescents.
In: Automation of Clinical Electroencephalography.
P. Kellaway und I. Petersén (Eds.)
New York: Raven Press (1973)

Matousek, M.
und I. Petersén:

Automatic evaluation of EEG background activity by means of age-dependent EEG quotients.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 35: 603-612 (1973)

Mc Collough, C.
und L. van Atta:

Statistical concepts (a program for self-instruction)
Mc Graw-Hill, Inc.
New York (1963)

Nunez, P.L.:

The brain wave equation:
A model for the EEG.
Math. Biosc. 21: 279-
297 (1974)

Papakostopoulos,
D., R.Cooper und
W.G.Walter:

A technique for the
measurement of phase
relations of the EEG.
Electroenceph. clin.
Neurophysiol. 30: 562-
564 (1971)

Parmelee, A.H.,
F.J.Schulte,
Y.Akiyama und
andere:

Maturation of EEG acti-
vity during sleep in
premature infants.
Electroenceph. clin.
Neurophysiol. 24: 319-
329 (1968)

Pechstein, J.:

Entwicklung der Grund-
aktivität im frühkind-
lichen EEG. Der TAM-
Wert als brauchbare Maß-
zahl der Dominanz im
Wach-EEG der ersten bei-
den Lebensjahre.
Fortschritte der Medi-
zin, 88: 1170-1176
(1970)

Konstanz des TAM-Wertes
im kindlichen EEG-
Frequenzspektrum bei
geöffneten und geschlos-
senen Augen.
Z. EEG-EMG 1: 107-110
(1970)

Petersén, I.,
M. Matousek:

EEG-Breitbandfrequenzana-
lyse bei normalen Kin-
dern und Jugendlichen.
Z. EEG-EMG 3: 134-137
(1972)

Petsche, H.:

EEG und bioelektrische
Hirntätigkeit.
Z. EEG-EMG 1: 125-133
(1970)

Pfurtscheller, G.:

Betrachtung über die
Zusammenhänge von sub-
dural und extrakranial
abgeleiteten Elektroen-
cephalogrammen unter Be-
rücksichtigung einer in-
tracerebralen Referenz.
Z. EEG-EMG 5: 45-52
(1974)

Pöppel, S.J., H.
Mann, P. Michels,
M. Lechle, W. S.
Tirsch und H. J.
Lange:

Münchener pädiatrische
Längsschnittstudie:
Früherkennung entwick-
lungsgefährdender Stö-
rungen mittels Vorsorge-
untersuchungen.
Beschreibung und erste
Ergebnisse des Teilvor-
habens "EEG-Untersuchun-
gen".
München (1978)

Precht1,H.F.R.:

Polygraphic Studies of
the Full-Term Newborn.
II. Computer Analysis
of Recorded Data.
In: Studies in Infancy
M. Bax & R. MacKeith
(Eds.)
London: Heinemann
(1968)

The Behavioural States
of the Newborn Infant.
Brain Res. 76: 185-212
(1974)

Precht1,H.F.R.,
Y.Akiyama, P.
Zinkin und D.K.
Grant:

Polygraphic Studies of
the Full-Term Newborn In-
fant.
I. Technical Aspects and
Qualitative Analysis.
In: Studies in Infancy.
M. Bax & MacKeith
(Eds.)
London: Heinemann
(1968)

Precht1,H.F.R.
und J.E.Vos:

Verlaufsmuster der Fre-
quenzspektren und Kohä-
renzen bei schlafenden
normalen und neurologisch
abnormalen Neugeborenen.
In: G.K.Schenk (Ed.)
Die Quantifizierung des
Elektroencephalogramms.
AEG-Telefunken
Konstanz: 167-188
(1973)

Saier, J.,
H. Régis:

Apport des méthodes d'
analyse automatique de
l'EEG à l'étude du
sommeil de l'enfant.
Rev. d'EEG Neurophysiol.
t.2, No.4
(1972)

Schuh, H. und
W. Probst:

Erfassung polygraphischer
Daten und deren Reduktion
auf einige relevante
Parameter.
In: Die Quantifizierung
des Elektroencephalo-
gramms.
Beiträge zum Symposium
der Arbeitsgemeinschaft
für Methodik in der
Elektroencephalographie.
Jongny-sur-Vevey
(1973)

Schulte, F.J. und
E.F. Bell:

Bioelectrical Brain
Development.
Neuropädiatrie 4: 30-45
(1973)

Storm van Leeuwen,
W., A. Arnitz, G.H.
Wieneke:

The Use of Computer
Analysis for Diagnosis
in Routine Electroence-
phalography.
Société d'EEG et de neu-
rophysiologie clinique
de langue française,
séance des 2 et 3 déc.
(1975)

- Storm van Leeuwen, W.: Complementary of different analysis methods. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 16: 136 (1964)
- Taistra, R.,
H. Doose, J. Willebrand : Spectral analysis of the abnormal theta rhythms in the EEG of young children. Neuropädiatrie 6: 363-376 (1975)
- Walter, D. O.: Spectral analysis for electroencephalograms: Mathematical determination of neurophysiological relationships from records of limited duration. Exp. Neurol. 8: 155-181 (1963)
- Walter, W. G.: Normal Rhythms, their Development Distribution and Significance. In: D. Hilland und G. Parr (Eds.) Electroencephalography London: MacDonald (1950)

Welch, P.D.:

The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method based on Time Averaging over Short Modified Periodograms. Institute of Electrical and Electronics Engineers Transactions on Audio Electroacoustics, AU-15: 70-73 (1967)

L e b e n s l a u f

- Geburt: 15.04.1954, Bad Mergentheim,
Baden Württemberg
- Familie: Dr. Alois Resch, Oberstudien-
direktor mit Ehefrau Gertrud
Resch, wohnhaft in Rosenheim,
Schwester Felicitas Resch-Hek-
kenberger, Apothekerin, Düssel-
dorf
- Aufenthalte: Weilheim 1954, Alzenau 1954-
1956, Rosenheim 1956-1973,
München 1973-1979, Freising seit
Oktober 1979
- Schule: Volksschule Rosenheim 1960-1964,
Gymnasium Rosenheim 1964-1973,
Abitur
- Studium: Studium der Humanmedizin an der
LMU München, WS 1973/74-SS 1979,
einschließlich Praktischem Jahr

Prüfungen: Ärztliche Vorprüfung, Sommer 75
Erster Teil der Ärztlichen Prüfung, Sommer 76
Zweiter Teil der Ärztlichen Prüfung, Sommer 78
Dritter Teil der Ärztlichen Prüfung, Herbst 79
Approbation am 19.12.1979

Beruf: Seit Januar 1980 Tätigkeit als
Stabsarzt bei der Luftwaffe in
Erding

Herrn Prof. Dr. Chr. Förster danke ich für die Überlassung des Themas und seine hilfreiche Betreuung.

Dem Institut für Med. Datenverarbeitung der Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung m.b.H. der T.U. München mein Dank für die Auswertung der Analogbänder.

Schwester Therese möchte ich für ihre freundliche Unterstützung und nicht zuletzt Frä. v. Strachwitz für Anteilnahme und praktische Hilfe bei der Fertigstellung der Arbeit herzlich danken.

